

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg  
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen – Marburg GmbH,  
Standort Marburg  
Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger  
Abteilung für Zahnerhaltung

---

# **Die Haftfestigkeit eines universellen Adhäsives am Dentin im Vergleich und der Einfluss des Applikationsverfahrens**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt von

**Denice Schweitzer**  
aus Markdorf

Marburg an der Lahn 2013

Angenommen vom Fachbereich Medizin der  
Philipps -Universität Marburg am: 11.07.2013

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan:	Professor Dr. M. Rothmund
Referent:	Professor Dr. R. Frankenberger
Korreferent:	Professor Dr. K. Pieper

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Problemstellung.....	5
1.1	Komposit .....	5
1.1.1	Verschiedene Viskositäten .....	6
1.1.2	Das Hybridkomposit Filtek™ Z250 .....	7
1.2	Haftung am Schmelz.....	8
1.3	Haftung am Dentin .....	9
1.3.1	Die Adhäsivtechnik.....	10
1.3.2	Einteilung der Adhäsivsysteme .....	13
1.3.2.1	Selective-Enamel-Etch-Adhäsive.....	14
1.3.2.2	Etch-and-Rinse-Adhäsive .....	14
1.3.2.3	Self-Etch-Adhäsive.....	16
1.4	Problemstellung .....	17
2	Material und Methode .....	19
2.1	Studiendesign .....	19
2.2	Probenherstellung .....	21
2.2.1	Auswahl und Vorbereitung der Zähne.....	21
2.2.2	Präparation der Kavitäten.....	21
2.2.3	Applikation des Ätzgels und des Adhäsivsystems .....	22
2.2.3.1	Scotchbond™ Universal mit Selective-Enamel-Etching .....	22
2.2.3.2	Scotchbond™ Universal mit Etch-and-Rinse .....	24
2.2.3.3	iBond® mit Self-Etch .....	24
2.2.3.4	OptiBond™ Solo Plus mit Etch-and-Rinse .....	25
2.2.3.5	Syntac® Classic mit Selective-Enamel-Etching .....	26
2.2.3.6	Syntac® Classic mit Etch-and-Rinse .....	27
2.2.4	Applikation des Komposits .....	28
2.2.5	Politur der Kompositfüllung .....	29
2.3	Weiterverarbeitung.....	29
2.3.1	Das Sägen.....	29

2.3.2	Wasserlagerung .....	32
2.3.3	Mikrozugverfahren.....	32
2.3.3.1	Beispiel 1: ES 2 Probe 14 .....	33
2.3.4	Messen der Probenfläche .....	34
2.3.4.1	Beispiel 1: ES 2 Probe 14 .....	35
2.4	Statistische Analyse .....	35
3	Ergebnisse .....	37
3.1	Quantitative Auswertung .....	37
3.2	Qualitative Auswertung .....	39
3.2.1	Vergleich der Haftkraft von Scotchbond™ Universal mit den anderen Adhäsiven .....	40
3.2.2	Einfluss der Anwendungstechnik auf die Adhäsion.....	42
3.2.3	Einfluss der sechsmonatigen Wasserlagerung auf die Haftung am Dentin .....	44
4	Diskussion .....	47
4.1	Diskussion der Methode.....	47
4.1.1	Zahnmaterial und Lagerung .....	47
4.1.2	Herstellung der Proben .....	48
4.1.3	Mikrozugverfahren.....	48
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	49
4.2.1	Vergleich der Haftkraft von Scotchbond™ Universal mit den anderen Adhäsiven .....	50
4.2.2	Einfluss der Anwendungstechnik auf die Adhäsion.....	51
4.2.3	Einfluss der sechsmonatigen Wasserlagerung auf die Haftung am Dentin .....	53
4.2.4	Bisherige klinische Bewertung .....	55
4.3	Schlussfolgerung.....	56
4.3.1	Klinische Relevanz .....	56
5	Zusammenfassung.....	59
	Literaturverzeichnis .....	63
	Abbildungsverzeichnis .....	73

## Inhaltsverzeichnis

---

Tabellenverzeichnis .....	75
Bescheinigung des Herstellers .....	77
Verzeichnis der akademischen Lehrer.....	79
Danksagung .....	81



# **1 Einleitung und Problemstellung**

Kompositfüllungen sind heutzutage nahezu in aller Munde. Nachdem seit Ende der 80er Jahre Amalgam als Füllungswerkstoff seitens des Patienten eine zunehmende Ablehnung erfährt [17] und die Ästhetik eine immer wichtigere Rolle spielt, ist der Wunsch der Patienten nach einer zahnfarbenen Restauration gewachsen [40, 63].

Doch auch die Ansprüche der Zahnärzte nach schnellen und einfach verwendbaren Füllungsmaterialien führten zu einer Weiterentwicklung der Adhäsivsysteme und Komposite. Zusätzlich hat sich das Indikationsspektrum von nur kleinen okklusalen und zervikalen Kavitäten zu mehrflächigen Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich stark geweitet [48, 43, 39]. Hierbei spielt das gewählte Adhäsivsystem eine entscheidende Rolle [28, 3].

Klinische Studien belegen, dass bei sorgfältiger Indikationsstellung direkte Kompositfüllungen eine mittlere Überlebensrate von 8-10 Jahren und indirekte Kompositrestaurationen von 12-15 Jahren erreichen können [24, 44]. Um diese Langlebigkeit von adhäsiv verankerten Restaurationen gewährleisten zu können, ist neben einer sorgfältigen Verarbeitung auch das fundierte Wissen über die Eigenschaften der verwendeten Materialien unabdingbar: Polymerisationsschrumpfung, ein zu feuchtes Arbeitsfeld, Verarbeitungsfehler oder gar ein nicht kompatibles Adhäsivsystem wirken sich negativ auf die Haltbarkeit solcher Restaurationen aus [27, 58, 75, 81, 37, 89, 87, 66, 31].

## **1.1 Komposit**

Komposite sind zusammengesetzte Werkstoffe, die aus den 3 Hauptbestandteilen organische Matrix, disperse Phase und Verbundphase bestehen. Die disperse Phase enthält anorganische Füllstoffe, die die Polymerisationsschrumpfung von 10-15% der reinen Matrix auf ca. 3% reduzieren [24]. Die aus Silanen bestehende Verbundphase dient dem Zusammenhalt der organi-

## 1 Einleitung und Problemstellung

schen Phase und der anorganischen Füllstoffe der dispersen Phase [4, 50, 70, 71].

Während LUTZ et al. 1983 [50] die Komposite noch aufgrund ihrer Füllergöße (Makro-, Mikro- und Hybridkomposite) klassifizierten, hält ERNST 2010 [15] eine Einteilung hinsichtlich ihrer Konsistenz, der enthaltenen Füllpartikel und nach der Basischemie (Matrix) für sinnvoll.

### 1.1.1 Verschiedene Viskositäten

Im klinischen Alltag spielt ein gutes Anfließen der ersten Kompositschicht eine große Rolle. Dies wird besonders bei der Versorgung von Klasse-V-Kavitäten deutlich, da hier häufig aufgrund der erhöhten Schwierigkeit bei der Trockenlegung der Zeitfaktor eine wichtige Rolle spielt.

Gemäß der Einteilung nach ihrer Viskosität gliedern sich die Komposite in diejenigen mit „normaler“, sprich eher geschmeidiger Konsistenz, stopfbare und hochfeste Materialien und Flowables [15].



Abb. 1: Beispiele für verschiedene Viskositäten: stopfbar, normal und fließfähig (Tetric EvoCeram, Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland; Filtek™ Z250 und Filtek™ Supreme XT, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland)

1997 wurden durch eine Veränderung der Matrix die ersten stopfbaren (modellierbaren) Komposite erzielt. Diese waren wegen ihrer hohen Standfestigkeit besonders für die Anwendung im Seitenzahngebiet geeignet. Als für diese Materialgruppe allerdings keine Studien eine verbesserte Randdichtigkeit nachweisen konnten, wurde es wieder ruhig um diese Sorte. Erst 2003 kamen erneut hochfeste Komposite auf den Markt und haben sich seither in einer eigenen Nische im Anwenderspektrum etabliert [15].



Fast in jeder Praxis findet sich heute allerdings ein Vertreter der fließfähigen Komposite, welche neben einem geringeren Füllkörperanteil auch verdünnende Matrixbestandteile, wie z.B. TEGDMA, enthalten. Sie sind besonders zur Restauration kleinerer Kavitäten, schwer zugänglicher Randbereiche (z.B. spitz auslaufende Winkel zwischen approximaler Kavitätenwand oder zervikale Anschrägungen und Matrizenband) und für erweiterte Fissurenversiegelungen geeignet. Zusätzlich ist der Einsatz eines fließfähigen Komposits als dünne Schicht zwischen Adhäsiv und der ersten modellierten Kompositschicht sehr hilfreich: Es ermöglicht hier eindeutig eine bessere Benetzung der Kavitätenoberfläche, was sich positiv auf die Randadaptation auswirkt [15].

Fließfähige Komposite besitzen eine geringfügig höhere Polymerisations-schrumpfung, ein geringeres E-Modul, sind weniger verschleißfest und weisen niedrigere Werte bei der Vickershärte, der Röntgenopazität und der mechanischen Festigkeit auf.

Das modellierbare Kompositmaterial zeichnet sich durch eine geringere Schrumpfung bei gleichzeitig größerem E-Modul aus. Diese beiden Eigenschaften spielen im Randspaltverhalten eine bedeutende Rolle, gleichen sich jedoch gegenseitig nicht aus.

### 1.1.2 Das Hybridkomposit Filtek™ Z250

Das in dieser Untersuchung verwendete Komposit Filtek™ Z250 gehört in die Gruppe der Komposite mit normaler oder geschmeidiger Konsistenz, beziehungsweise zu den Feinpartikelhybridkompositen [11]. Es wird als einfach modellierbar und praktisch nicht klebend vom Hersteller beschrieben. Filtek™ Z250 enthält Füllkörper aus Zirkonium und Silizium mit einer durchschnittlichen Cluster-Partikel-Größe von 0,01-3,5 µm, der Füllergehalt beträgt 60 Volumenprozent. (PRODUKTINFORMATION 3M ESPE 01/2005).

### 1.2 Haftung am Schmelz

Die Schmelzadhäsion wurde erstmals 1955 von Bounocore beschrieben: Durch vorheriges Anätzen gelang es ihm, einen niedrigviskösen Fissurenversiegler am Zahnschmelz dauerhaft und randdicht zu verankern. Dies war die Geburtsstunde der Schmelz-Ätz-Technik. Inzwischen hat sich die Anwendung 37%iger Phosphorsäure für 30 Sekunden etabliert [24]. Die Ätzung des Schmelzes dient der Reinigung und Oberflächenvergrößerung durch die Erzeugung eines Mikroretentionsreliefs [69, 12, 47]. Die Oberflächenenergie und -reaktivität des Schmelzes wird dabei erhöht, was eine bessere Benetzbarkeit der getrockneten Schmelzoberfläche zur Folge hat [42, 72]. Die Art des vorliegenden Ätzmusters ist sehr variabel und abhängig von Verlauf, Anordnung und selektiver Löslichkeit der Schmelzprismen sowie der Konzentration der Säure und der Länge der Einwirkzeit [78]. Um für eine ausreichende Verzahnung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz zu sorgen, wird die Kavität nun mit einem niedrigviskösen Füllstoff (Bonding) benetzt [33].

Mit der Einführung von Self-Etch-Adhäsiven ist auch eine Haftung am Schmelz ohne die vorherige Anwendung von Phosphorsäure möglich: Hierbei kommt es durch die sauren Monomere des Primers in einem Schritt zur Demineralisation der Schmelzoberfläche und zur Penetration in das Ätzmuster. Die Qualität des Komposit-Schmelz-Verbundes durch die selbstätzenden Bondingsysteme wird jedoch kritisch beurteilt, da es in zahlreichen In-vitro-Studien zu weit gestreuten Ergebnissen kam [90, 38, 52, 45, 88].

### 1.3 Haftung am Dentin

Im Vergleich zur Haftung am Schmelz gestaltet sich die adhäsive Verbindung von hydrophoben Kompositmaterialien und Dentin erheblich schwieriger: Durch die tubuläre Mikrostruktur, die intrinsische Feuchtigkeit und den höheren Gehalt an organischem Material sind deutlich ungünstigere Voraussetzungen gegeben.

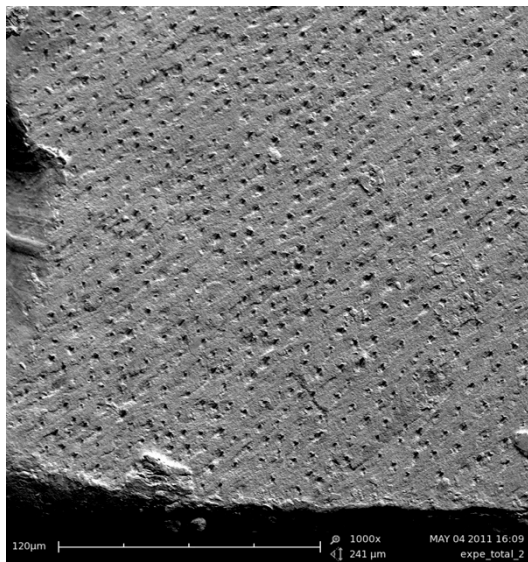


Abb. 2: REM-Foto: freiliegende Dentintubuli

Zusätzlich erschwert wird die Haftung am Dentin durch eine Schmierschicht aus Hydroxylapatit, Calciumionen, Kollagentrümmern, Bakterien und Wasser, welche beim Beschleifen des Dentins entsteht [24].

Die Dentinhaftvermittler haben zusätzlich zur Bildung eines sicheren Verbunds zwischen dem hydrophoben Füllungsmaterial und dem hydrophilen Dentin auch die Aufgaben eines Puffers für die Polymerisationsschrumpfung zu erfüllen [18, 1].

### 1.3.1 Die Adhäsivtechnik

Das Prinzip der meisten Dentin-Bonding-Agents beruht auf der Konditionierung der Dentineoberfläche, entweder unter Einbeziehung oder vorheriger Entfernung der Schmierschicht, um eine Oberfläche zu erhalten, die die Adhäsion des hydrophoben Kunststoffes sicherstellen kann. Hierfür sind folgende Schritte notwendig: Konditionierung des Dentins (Demineralisation bewirkt retentive Oberfläche), Priming (imprägniert das Kollagengerüst und schafft benetzbare Oberfläche) und Adhäsiv bzw. Bonding (Stabilisierung des Kollagengerüsts, Verankerung im Dentin, Verbindung zum Komposit).

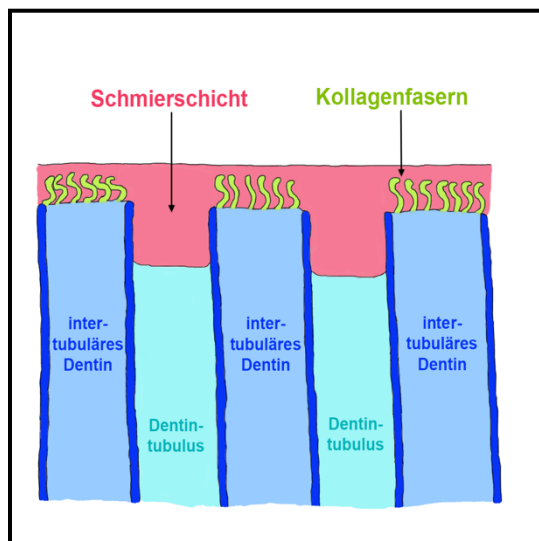


Abb. 3: Die Schmierschicht

Das selektive Ätzen der Schmelzränder gestaltet sich in der klinischen Anwendung oft schwierig. Vor allem in kleinen Kavitäten erscheint deshalb ein simultanes Konditionieren beider Zahnhartsubstanzen wünschenswert. Die in der Etch-and-Rinse-Technik vorgesehene Anwendung von 37%iger Phosphorsäure auf dem Dentin sollte allerdings eine Applikationszeit von 20 Sekunden nicht überschreiten [37].

Mittels selbstätzender Primer mit Zugabe schwach dosierter Säuren wie z.B. 1-4%-iger Maleinsäure wird die Schmierschicht jedoch ebenfalls aufgelöst, das

## 1 Einleitung und Problemstellung

darunterliegende Dentin demineralisiert und das Kollagenfasergeflecht freigelegt. In Abhängigkeit von Konzentration und Einwirkdauer werden verschiedene Demineralisationstiefen (0,5-7,5  $\mu\text{m}$ ) beobachtet [85, 62].

Der Vorteil der alleinigen Konditionierung des Dentins mittels selbstätzender Primer liegt im gleichzeitigen Eindringen der Säure und der enthaltenen hydrophilen Monomere in das Kollagennetzwerk. Auf diese Weise penetriert der Primer genauso tief wie geätzt wurde, im Gegensatz zu der Etch-and-Rinse-Technik. So liegt nie ein ungeschütztes Kollagennetzwerk vor, das kollabieren könnte [53, 37].

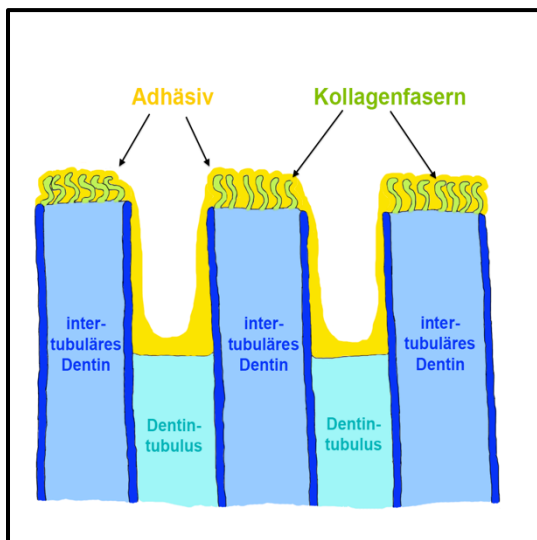


Abb. 4: Mit Primer stabilisierte Kollagenfasern nach Phosphorsäureätzung

Die im Primer enthaltenen amphiphilen Monomere enthalten sowohl hydrophile als auch hydrophobe Anteile und lassen sich anhand ihrer funktionellen Gruppen einteilen. Zu den am häufigsten verwendeten funktionellen Monomeren zählt das hydrophile Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), das sich durch gute Penetrationseigenschaften und eine positive Expansionsunterstützung für das Kollagen auszeichnet [54, 36, 56]. Die hydrophobe Gruppe am anderen Ende der Monomere ermöglicht den Verbund zum Adhäsiv, welches im nächsten Schritt aufgetragen wurde.

Die amphiphilen Monomere liegen in einem organischen Lösungsmittel vor, damit die niedrig-viskösen Eigenschaften erhalten bleiben und so eine optima-

## 1 Einleitung und Problemstellung

Die Diffusion in die konditionierte Zahnhartsubstanz sichergestellt ist. Nach der Verdunstung des Lösungsmittels entsteht ein haftender oberflächlicher dünner Monomerfilm. Abhängig vom jeweiligen Adhäsivsystem finden verschiedene Lösungsmittel wie Wasser, Ethanol und Aceton Verwendung [13].

Nun kommt das Adhäsiv zum Einsatz, welches verschiedene Monomere enthält, um die Benetzbarkeit des Dentins zu erhöhen, sowie Photoinitiatoren für die Lichthärtung [14]. Die Penetration des Adhäsivs in die vom Primer benetzten Tubuli führt zur Entstehung von so genannten Kunststofftags, sorgt für die Stabilisierung der Hybridschicht aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff und versiegelt gleichzeitig die Dentinoberfläche [60].

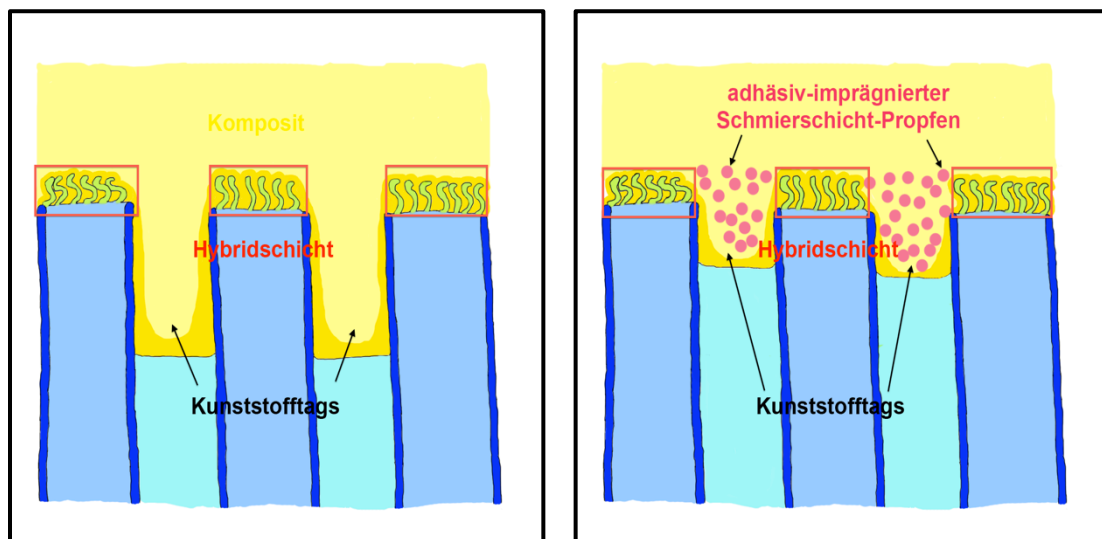


Abb. 5: Die Hybridschicht im Etch-and-Rinse- (li) und im Self-Etch-Verfahren (re)

Laut NAKABAYASHI 2000 [55] verhält sich diese Hybridschicht wie eine impermeable Membran, die schädigende Stimuli davon abhalten kann, durch die Dentintubuli ins Pulpengewebe einzudringen. Hybridisiertes Dentin verringert das Risiko von Mikroleakage, Sekundärkaries und damit verbundene postoperative Hypersensibilitäten. Die Hybridschicht ist somit der entscheidende Quantensprung in der Dentinadhäsivtechnik [24].

### 1.3.2 Einteilung der Adhäsivsysteme

Da es heute eine große Anzahl an unterschiedlichsten Dentinadhäsiven gibt, ist eine Einteilung in „Generationen“ im Hinblick auf ihre chronologische und technische Entwicklung nicht mehr sinnvoll: Eine Vereinfachung der Verarbeitung sowie eine Verringerung der Arbeitszeit gehen nicht unbedingt mit besseren Haft- und Randschlussqualitäten einher. Deshalb wurde hier die Einteilung der Adhäsivsysteme nach ihrem Wirkmechanismus und der Anzahl ihrer Applikationsschritte gewählt [24].

Anwendungstechnik	Bezeichnung	Komponenten	Beispiel
Selective-Enamel-Etch	Vier-Schritt-Selective-Etch-Adhäsive	Etchant (nur Schmelz), Primer, Adhesive, Bond	<b>Syntac® Classic</b>
	Drei-Schritt-Selective-Etch-Adhäsive	Etchant (nur Schmelz), Primer A+B, Bond	A.R.T. Bond
Etch-and-Rinse	Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive	Etchant (Schmelz und Dentin), Primer, Adhesive, Bond	<b>Syntac® Classic</b>
	Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive	Etchant (Schmelz und Dentin), Primer A+B, Bond	A.R.T. Bond
	Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive	Etchant (Schmelz und Dentin), Primer + Bond	<b>OptiBond™ Solo Plus</b>
Self-Etch	Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsive	Primer, Bond	AdheSE
	Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive (Mischpräparate)	Etchant + Primer + Bond (mit Mischen)	Adper Prompt L-Pop

## 1 Einleitung und Problemstellung

	Ein-Schritt-Self-Etch- Adhäsive (Ein-Flaschen- Präparate)	Etchant + Primer + Bond (ohne Mischen)	<b>iBond® SE</b>
--	---	---	------------------

Tab. 1: Übersicht über die aktuelle Einteilung und Nomenklatur der Dentinadhäsive

**Syntac® Classic, OptiBond™ Solo Plus, iBond® SE:** in dieser Studie verwendete Adhäsive

### 1.3.2.1 Selective-Enamel-Etch-Adhäsive

Bei der Anwendung dieser Adhäsive wird nur der Schmelz selektiv geätzt und die Säure durch nachfolgendes Absprühen entfernt. Das Dentin wird dabei nicht benetzt, sondern durch entsprechende saure Primer konditioniert. Die Schmierschicht bleibt erhalten und wird lediglich infiltriert.

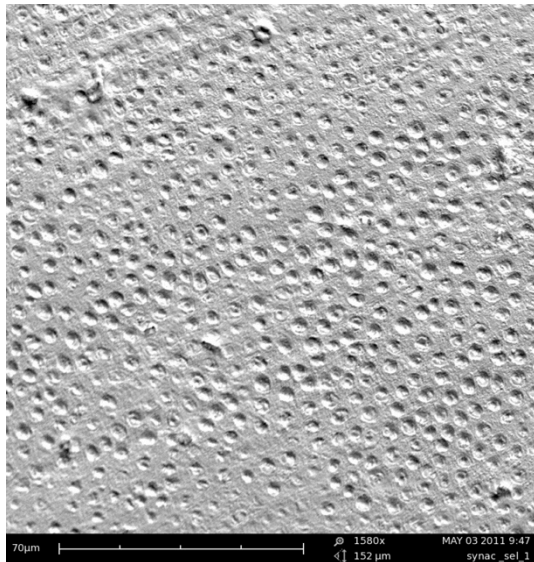


Abb. 6: REM-Foto: Dentin-Tubuli bei der Selective-Etch-Technik: Syntac® Classic (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland)

### 1.3.2.2 Etch-and-Rinse-Adhäsive

Die Anwendung dieser Adhäsive basiert auf der früheren Total-Etch-Technik, bei welcher Schmelz und Dentin gleichzeitig geätzt werden. Das Auftragen der Säure auf die Kavität geschieht von peripher nach zentral, um ein Überätzen



## 1 Einleitung und Problemstellung

des Dentins zu vermeiden. Die Schmierschicht wird bei diesem Vorgang entfernt.

Ein Problem bei der Anwendung der Etch-and-Rinse-Adhäsive besteht in der Gefahr des Überätzens der Zahnhartsubstanzen: Das Dentin wird dabei zu tief demineralisiert, so dass es dem Primer nicht vollständig möglich ist den konditionierten Bereich zu durchdringen, was wiederum eine schlechtere Adhäsion zur Folge hat [68]. Zusätzlich können bei zu starker Trocknung die Kollagenfasern kollabieren und so eine vollständige Infiltration der angeätzten Schicht mit Primer verhindern. Dies führt ebenfalls zu einer schlechteren Haftung [37, 21]. Ein Vorteil dieser Technik ist jedoch eindeutig die Entfernung der Schmierschicht und die damit verbundene bessere Retention des Bonding-Agents im Dentin. So weisen die Etch-and-Rinse-Adhäsive bei ordnungsgemäßer Anwendung bessere Randqualitäten auf als alle Self-Etch-Adhäsive [23].

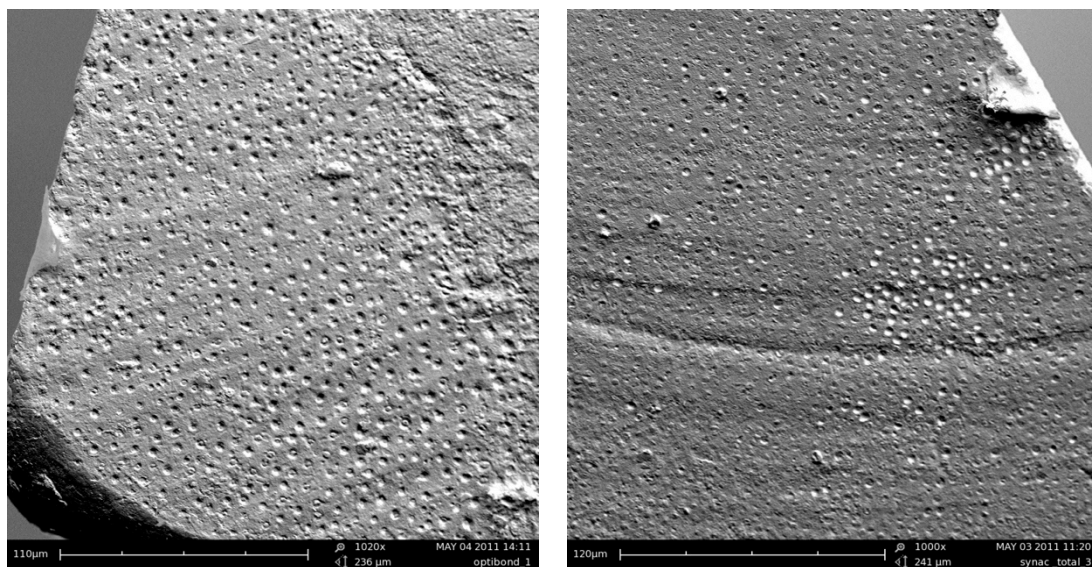


Abb. 7: REM-Foto: Dentin-Tubuli bei der Etch-and-Rinse-Technik: OptiBond™ Solo Plus (Fa. Kerr GmbH, Karlsruhe, Deutschland) links und Syntac® Classic (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) rechts

### 1.3.2.3 Self-Etch-Adhäsive

Bei dieser Gruppe von Adhäsiven ist kein separates Anätzen der Zahnhartsubstanzen mehr vorgesehen. Vielmehr enthalten diese Adhäsive saure Primer, die in der Lage sind sowohl den Schmelz als auch das Dentin und seine Schmierschicht zu konditionieren. Die Schmierschicht wird bei diesen Systemen nicht entfernt, sondern in den Verbund integriert.

Die Vorteile der Self-Etch-Adhäsive liegen eindeutig in ihrer kürzeren Anwendungszeit und der einfacheren Verarbeitung, da nur noch höchstens zwei statt vormals bis zu vier Arbeitsschritte notwendig sind. Auch die Gefahren des Überätzens der Zahnhartsubstanzen sowie des Kollabierens des Kollagenfasengerüsts bei übermäßigem Trocknen sind nicht mehr gegeben. Durch das gleichzeitige Ätzen und Primen ist die Penetrationstiefe der Monomere genau mit der Ätztiefe identisch [6, 61, 86].

Allerdings kommt es bei dieser Gruppe von Adhäsiven, wie auch bei den Etch-and-Rinse-Adhäsiven, zum Teil zu einem so genannten Nanoleakage [77], also einer Form von „Undichtigkeit“ zwischen Dentin und Adhäsiv.

Erklärt wird dies durch die unvollständige Wasserentfernung aus der Hybridschicht nach dem Einwirken der selbst konditionierenden Monomerlösungen. Somit kommt es nicht zur vollständigen Polymerisation der Monomere und damit zu Lücken in der Hybridschicht, was zu schlechteren Haftwerten führt [83]. Besonders ausgeprägt ist dieses Phänomen bei den Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven, da diese sich nach der Polymerisation wie semipermeable Membranen verhalten und so das Eindringen von Wasser und anderen Stoffen begünstigen [82]. Diese Systeme sind somit verhältnismäßig wenig Hydrolyse stabil, was jedoch durch eine wiederholte Applikation verbessert werden kann [6, 10, 29, 32, 28].

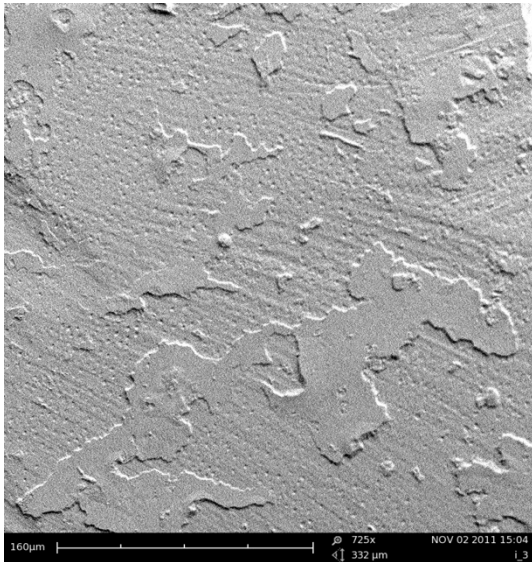


Abb. 8: REM-Foto: Dentin-Tubuli bei der Self-Etch-Technik: iBond® SelfEtch (Fa. Heraeus Holding GmbH, Hanau, Deutschland)

Im Vergleich aller Systeme weisen die Adhäsive mit separater Phosphorsäurereätzung bessere klinische Ergebnisse auf als Self-Etch-Adhäsive [30, 34]. Zusätzlich zeigen zahlreiche Studien auch heute noch die Überlegenheit der Mehrschritt-Adhäsive gegenüber allen vereinfachten Systemen [22, 25, 26, 30, 34].

### 1.4 Problemstellung

Seit einigen Jahren tendiert die Entwicklung der Adhäsivsysteme zu einer Vereinfachung und Verminderung der Anwendungsschritte sowie zu einer verringerten Einwirkzeit der Komponenten und somit zu einer Verkürzung der Anwendungszeit. Dies mag zwar für den Patienten und den Behandler von Vorteil sein, jedoch leidet darunter die Qualität des Verbundsystems.

So zeigen moderne Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive zum Teil deutlich schlechtere Randschlussqualitäten als bewährte Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive [22, 25, 26, 30, 34].

Nun stellt sich die Frage, wie die Haftung der neueren Adhäsive mit wenig Aufwand verbessert werden kann.

## 1 Einleitung und Problemstellung

Hierzu beruft man sich seit einiger Zeit wieder auf die selektive Schmelzätzung in Kombination mit den gängigen Self-Etch-Adhäsiven. Die Ergebnisse zeigen einen positiven Effekt auf die Schmelzhaftungswerte für alle so eingesetzten Self-Etch-Systeme.

Ziel dieser Studie ist nun folgende Fragen zu beantworten:

- Wie gut ist die Haftkraft von Scotchbond™ Universal am Dentin im Vergleich zu dem Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv iBond® SE, dem Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv OptiBond™ Solo Plus und dem Goldstandard, dem Vier-Schritt-Adhäsive Syntac® Classic?
- Führt die Verwendung des Etch-and-Rinse-Verfahrens zu einer Verbesserung der Adhäsion von Scotchbond™ Universal?
- Welchen Einfluss hat die 6-monatige Wasserlagerung auf die Haftung?

## 2 Material und Methode

### 2.1 Studiendesign

Zur Beantwortung der Fragestellung wurden 36 kariesfreie extrahierte Weisheitszähne mit Klasse-I-Kavitäten versehen und anschließend mit Kompositfüllungen versorgt.

Als Ätzelgel wurde Scotchbond™ Etchant (Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland (35% Phosphorsäure)) verwendet.

Das zu testende Ein-Schritt-Adhäsiv Scotchbond™ Universal, zu diesem Zeitpunkt noch unter dem Namen EXL 759 (Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland), wurde sowohl im Schmelzätzverfahren als auch im Etch-and-Rinse-Verfahren (früher Total-etching) angewendet. Als Vergleichs-Adhäsivsysteme fanden das Ein-Schrittssystem iBond® SelfEtch (Fa. Heraeus Holding GmbH, Hanau, Deutschland) und das Zwei-Schritt-System OptiBond™ Solo Plus (Fa. Kerr GmbH, Karlsruhe, Deutschland) Anwendung. Außerdem wurde das Vier-Schrittssystem Syntac® Classic (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland), ebenfalls sowohl im Selective-Enamel-Etching als auch im Etch-and-Rinse-Verfahren, als Referenz herangezogen. Bei allen Adhäsivsystemen wurden die Gebrauchsinformationen der Hersteller streng eingehalten.

In die Kavitäten wurde das Komposit Filtek™ Z250 (Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) appliziert und mit der Lampe FLASHlite 1401® (Fa. Discus Dental, LLC, Culver City, USA) polymerisiert.

Nun wurden die gefüllten Weisheitszähne mit der Säge „IsoMet® 1000 Precision Saw“ (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) in Scheiben und anschließend in Stäbchen gesägt. Je eine Gruppe von jedem Adhäsivsystem wurde sofort, die andere Gruppe nach einer sechsmonatigen Wasserlagerung weiterverarbeitet. Diese Stäbchen, bestehend aus einem oberen Kompositteil und einem unteren Dentinteil, wurden in die Mikrotensile eingespannt und die Abzugskräfte

## 2 Material und Methode

te gemessen. Jetzt wurden die Seitenlängen der Bruchfläche mittels des digitalen Messschiebers Connex<sup>®</sup> COXT 710350 (Fa. Scala Messzeuge GmbH, Dettingen, Deutschland) gemessen und so die Fläche berechnet.

Folgende Übersicht (Abb.9) verdeutlicht das Vorgehen in den einzelnen Gruppen

Abkürzungen:

Scotchbond<sup>™</sup> Universal **Selective Enamel Etching**: ES 1, ES 2

Scotchbond<sup>™</sup> Universal **Etch-and-Rinse**: ET 1, ET 2

iBond<sup>®</sup> Self Etch: I 1, I 2

OptiBond<sup>™</sup> Solo Plus: O 1, O 2

Syntac<sup>®</sup> Classic **Selective Enamel Etching**: SS 1, SS2

Syntac<sup>®</sup> Classic **Etch-and-Rinse**: ST 1, ST 2

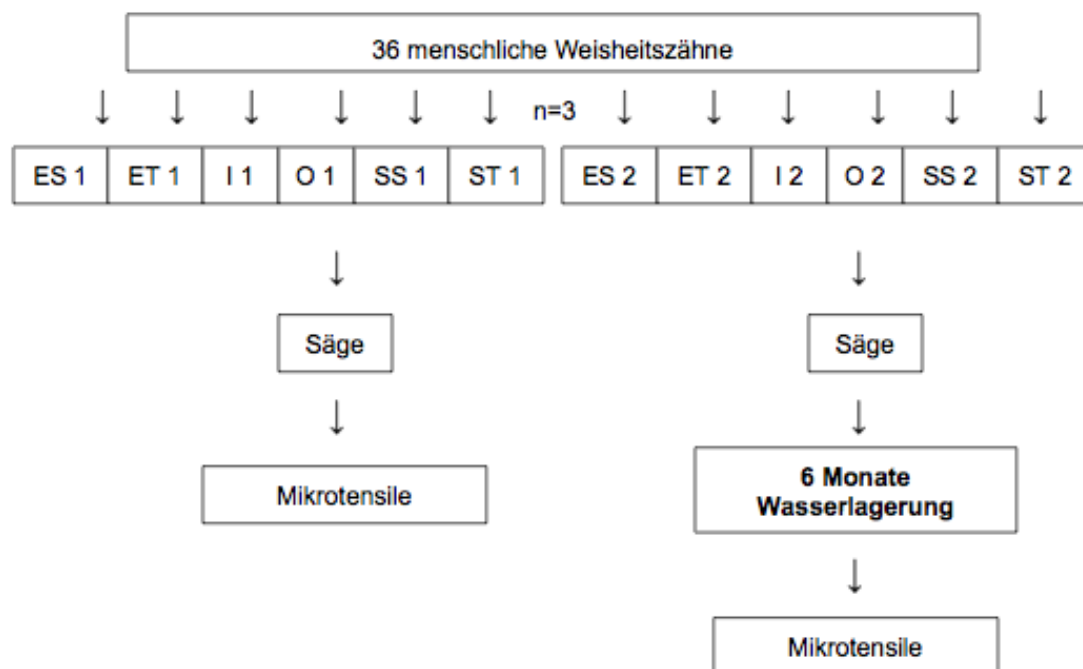


Abb. 9: Das Vorgehen in einzelnen Schritten

## 2.2 Probenherstellung

### 2.2.1 Auswahl und Vorbereitung der Zähne

Die Versuche fanden an 36 extrahierten und in Wasser gelagerten, kariesfreien, menschlichen Weisheitszähnen statt. Kleinere kariöse Läsionen wurden nur akzeptiert, wenn diese durch die nachfolgende Kavitätenpräparation vollständig entfernt werden konnten. Die Zähne sind sorgfältig mittels Zahnbürste und Scaler (SH6/7, Fa. Hu-Friedy, Leimen, Deutschland) von Zahnstein und Geweberesten befreit worden. Danach wurden die Zähne zufällig auf 12 mit Wasser gefüllte Gefäße verteilt und so den Gruppen zugeordnet. Nach jedem Arbeitsschritt wurden die Zähne in Wasser gelagert, um eine Dehydration zu verhindern.

### 2.2.2 Präparation der Kavitäten

Die Präparation der rechteckigen Kavität erfolgte mit einem zylindrischen Diamanten der Körnung 100  $\mu\text{m}$  (ISO 835KR314010, Fa. Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland). Im Anschluss wurde die 4 mm tiefe, 4 mm lange und 3 mm breite Kavität mit einem feinen Arkansas-Steinchen der Körnung 420  $\mu\text{m}$  nachfiniert (ISO 638.314.420, Fa. Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland).

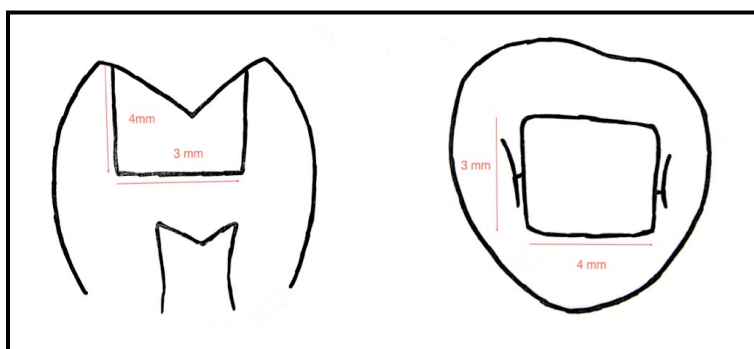


Abb. 10: Maße der Kavität

### 2.2.3 Applikation des Ätzelgels und des Adhäsivsystems

Als Ätzelgel wurde das Produkt Scotchbond™ Etchant (Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) verwendet und mithilfe der mitgelieferten Dispensing Tips aufgetragen.



Abb. 11: Das Ätzelgel Scotchbond™ Etchant mit Dispensing Tip

Produkt	Inhaltsstoffe	Chargennummer	Verwendung
Scotchbond™ Etchant	35 Gewichts-Prozent Phosphorsäure	20081029	Schmelz- und Dentinkonditionierung

Tab. 2: **Scotchbond™ Etchant** - Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION 3M ESPE 8/2006)

#### 2.2.3.1 Scotchbond™ Universal mit Selective-Enamel-Etching

Das Adhäsiv Scotchbond™ Universal wurde noch vor dessen Markteinführung unter dem Namen EXL 759 verwendet.

Das Ätzelgel Scotchbond™ Etchant (Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) wurde mithilfe der mitgelieferten Dispensing Tips auf den Schmelz aufgetragen. Die Einwirkzeit von 30 Sekunden wurde eingehalten, anschließend der Zahn für 15 Sekunden mit Wasserspray gespült und die geätzte Fläche mit dem Luftbläser sorgfältig getrocknet.



## 2 Material und Methode

Nun wurde das Scotchbond™ Universal für 20 Sekunden einmassiert und anschließend für 5 Sekunden mit einem leichten Luftstrom trocken gepustet. Daraufhin wurde der Zahn für 10 Sekunden mit der Polymerisationslampe FLASHlite 1401® (Fa. Discus Dental, LLC, Culver City, USA) bestrahlt.



Abb. 12: Das Zwei-Schritt-Adhäsiv EXL 759 bzw. Scotchbond™ Universal

Produkt	Inhaltsstoffe des Scotchbond™ Universal	Chargennummer	Gruppe
EXL 759 bzw. Scotchbond™ Universal	MDP Phosphat Monomer, Dimethacrylat, HEMA, Vitrebond™ Copolymer, Füller, Ethanol, Wasser, Initiatoren, Silan	UnoVT-Bulk-0001	Als Zwei-Schritt-Adhäsiv oder Ein-Schritt-Self-Etch möglich

Tab. 3: **EXL 759 bzw. Scotchbond™ Universal:** HEMA: Hydroxyethylmethacrylat-Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION Homepage 3M ESPE)

### 2.2.3.2 Scotchbond™ Universal mit Etch-and-Rinse

Bei diesen 3 Zähnen wurde das Scotchbond™ Etchant nach 15 Sekunden Einwirkzeit auf dem Schmelz auch auf das Dentin aufgetragen und weitere 15 Sekunden abgewartet. Daraufhin wurden die Zähne abgespült und mittels eines leichten Luftstroms getrocknet. Die weitere Bearbeitung der Zähne erfolgte wie im vorigen Abschnitt 2.2.3.1 beschrieben.

### 2.2.3.3 iBond® mit Self-Etch

Das selbstätzende Adhäsivsystem iBond® übernimmt in einem Schritt das Ätzen, Primen und Bonden der Kavität. Mit Hilfe des beigefügten Applikatortips wurde es in reichlicher Menge auf die gesamte Kavität und den Kavitätenrand aufgetragen und 20 Sekunden lang unter leichtem Druck einmassiert. Anschließend wurde das Adhäsiv mit sanftem Luftstrom vollständig verblasen, so dass die Oberfläche sichtbar glänzte. Die Aushärtung erfolgte 20 Sekunden lang mit der Polymerisationslampe (FLASHlite 1401®, Fa. Discus Dental, LLC, Culver City, USA).



Abb. 13: Das Ein-Schritt-Adhäsiv iBond®

Produkt	Inhaltsstoffe	Chargennummer	Gruppe
iBond	Lichtaktivierbare Methacrylatmonomere, Azeton, Wasser	010109	Ein-Schritt-Self-Etch

Tab. 4: **iBond** - Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTI INFORMATION Heraeus 09/2010)

### 2.2.3.4 OptiBond™ Solo Plus mit Etch-and-Rinse

Das aus einer Komponente bestehende Primer-Adhäsivsystem verlangt vor dem Auftrag ein Total-Etching mittels Phosphorsäure (Scotchbond™ Etchant, Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland). Diese wirkte 30 Sekunden lang auf den Schmelz und 15 Sekunden auf das Dentin ein. Anschließend wurde die Phosphorsäure 15 Sekunden lang mit dem Wasserspray entfernt und die Kavität für wenige Sekunden sanft luftgetrocknet.

Die OptiBond™ Solo Plus Flasche wurde vor dem Gebrauch kurz geschüttelt. Jetzt wurde die Applikationsspitze vollständig befeuchtet und das Adhäsiv 15 Sekunden lang unter leichten Streichbewegungen auf die Schmelz- und die Dentinfläche aufgetragen. Das Adhäsiv wurde 3 Sekunden im sanften Luftstrom verteilt und schließlich 20 Sekunden lichtgehärtet (FLASHlite1401®, Fa. Discus Dental, LLC, Culver City, USA).



Abb. 14: Das Zwei-Schritt-Adhäsiv OptoBond™ Solo Plus

Produkt	Inhaltsstoffe	Chargennummer	Gruppe
Optibond™ Solo plus	15% 0,4 µm-Barium-Glas- Partikel, Ethanol	3525858	Zwei-Schritt- Etch-and- Rinse

Tab. 5: **Optibond™ Solo plus** - Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION Kerr 09/2009)

### 2.2.3.5 Syntac® Classic mit Selective-Enamel-Etching

Hierzu wurde zunächst die gesamte Kavität mit Luft getrocknet und anschließend das 35%ige Phosphorsäureätzgel Scotchbond™ Etchant (Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) verwendet. Hierbei erfolgte die Applikation nur auf die Schmelzbereiche mit anschließender Einwirkzeit von 30 Sekunden. Danach wurde die gesamte Kavität mittels Wasserspray für etwa 15 Sekunden zur Entfernung von Ätzgelryckständen gespült. Daraufhin wurde die Kavität vorsichtig im Luftstrom getrocknet, so dass die Kavität noch einen feuchten Glanz auf der Oberfläche aufwies.

Nun erfolgte das Auftragen und leichte Einreiben des Syntac Primers mittels des beigegefügt Pinsels. Die Kontaktzeit des Syntac Primers mit Dentin von 15 Sekunden wurde abgewartet und anschließend der Überschuss verblasen und getrocknet.

Jetzt wurde Syntac Adhesive aufgetragen, 10 Sekunden einwirken gelassen und die Kavität mit dem Luftbläser gründlich getrocknet.

Daraufhin wurde das Heliobond appliziert, dünn verblasen und 20 Sekunden mit der Polymerisationslampe ausgehärtet.



Abb. 15: Syntac® Primer, Syntac® Adhesive und Heliobond

Produkt	Inhaltsstoffe	Chargennummer	Gruppe
Primer	Triethylenglycoldimethacrylat, Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure, Aceton, Wasser	N63479	Vier- Schritt- Adhäsiv
Adhesive	Polyethylenglycoldimethacrylat, Glutaraldehyd, Wasser	N65501	
Heliobond	Bis-GMA 60 Gew.-%, Triethyl- englycoldimethacrylat 40 Gew.- %, Stabilisatoren, Katalysato- ren	N65425	

Tab. 6: **Syntac® Classic**: Bis-GMA: Bisphenolglycidylmethacrylat, Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION Ivoclar Vivadent 04/2010)

### 2.2.3.6 Syntac® Classic mit Etch-and-Rinse

In dieser Gruppe wurde nun das Scotchbond™ Etchant nach 15 Sekunden Einwirkzeit auf dem Schmelz auch auf das Dentin aufgetragen. Nach weiteren 15 Sekunden wurde das Scotchbond™ Etchant mit dem Wasserspray abgespült. Das weitere Vorgehen entspricht der Gebrauchsinformation des Herstellers und der Beschreibung im oberen Abschnitt 2.2.3.5.

### 2.2.4 Applikation des Komposits

Nach der jeweiligen Vorbehandlung der Kavitäten mit dem Adhäsivsystem erfolgte die Füllung mit dem Hybridkomposit Filtek™ Z250 (Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland). Das Komposit wurde mit Hilfe eines Zementstopfers (DE126R, Fa. Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) und eines kleinen Heidemann-Spatels (DE420R, Fa. Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) in drei Schichten in die Kavität eingebracht und modelliert. Es wurden eine erste basale Schicht, nun eine schräge bukkale und abschließend eine weitere schräge linguale Schicht appliziert und jeweils für 40 Sekunden mit der LED-Polymerisationslampe FLASHlite 1401® (Fa. Discus Dental, LLC, Culver City, USA) ausgehärtet.

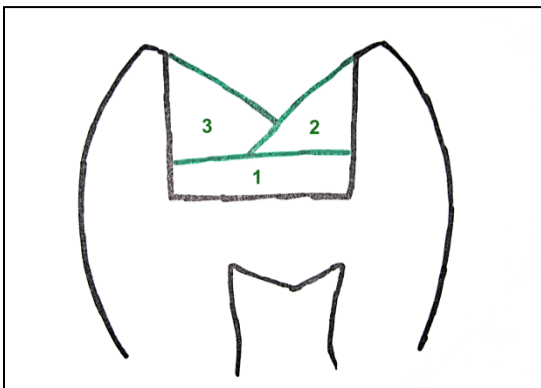


Abb. 16: Schichtung des Komposits



Abb. 17: Filtek™ Z 250

Produkt	Inhaltsstoffe	Chargennummer	Eigenschaft
Filtek Z250	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA Füller: Zirkonium, Silizium, anorganischer Füllergehalt: 60 Vol.-%, die Partikelgröße liegt im Bereich von 0,01 bis 3,5 µm	20090701	modellierbar

Tab. 7: **Filtek™ Z250** - Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION 3M ESPE 01/2005) Bis-GMA: Bisphenolglycidylmethacrylat, UDMA: Urethandimeth-acrylat, Bis-EMA: Bisphenoethylmethacrylat

### 2.2.5 Politur der Kompositfüllung

Nach Abschluss der Polymerisation wurde die Kompositoberfläche mit einem Arkansas-Steinchen der Körnung 420 µm (ISO 661.314.420, Fa. Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) unter Wasserkühlung okklusal konturiert und anschließend mit einem Siliciumcarbid belegten Bürstchen (ISO 9686.204.040 Fa. Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) sorgfältig poliert.

## 2.3 Weiterverarbeitung

### 2.3.1 Das Sägen

Nun wurden die Wurzeln der gefüllten Weisheitszähne mit einer Trennscheibe entfernt, so dass die Zähne eine plane Auflagefläche bekamen, welche parallel zum Kavitätenboden war. Diese war erforderlich, um die Proben auf dem Träger für die Säge „IsoMet® 1000 Precision Saw“ (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) mit Klebewachs zu fixieren und anschließend in Scheiben und Stäbchen zu sägen.

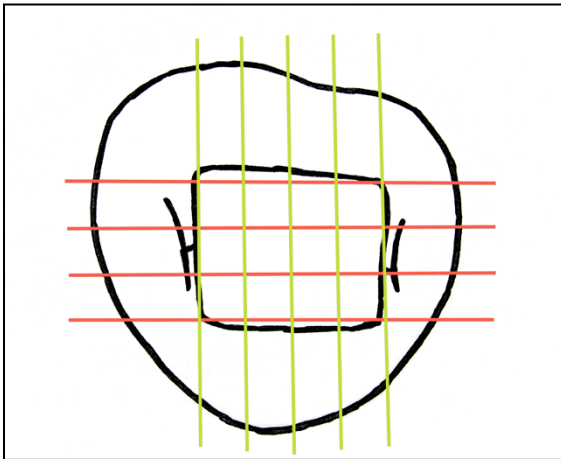


Abb. 18: Schematische Darstellung des Sägens

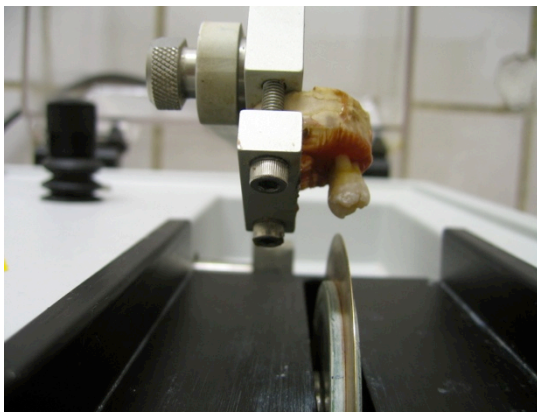


Abb. 19: mit Klebewachs auf dem Träger fixierter Zahn in der „IsoMet® 1000 Precision Saw“ (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA)

Die Zähne wurden in Richtung der Längsachse eingespannt und mit der halb-automatischen, wassergekühlten Säge „IsoMet® 1000 Precision Saw“ (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) mit vier parallelen Schnitten durchtrennt. Durch das Verschieben des Sägeblatts konnten genau parallele Schnitte erfolgen. Es entstanden pro Zahn 2 bzw. 3 Scheiben (pro Gruppe zwischen 7 und 9). Diese wurden nun mithilfe des Klebewachses flach auf dem Träger fixiert und in Stäbchen gesägt, welche einen 90° Winkel zur Grenzfläche zwischen Dentin und Komposit aufwiesen. Hierbei ergaben sich pro Gruppe zwischen 16 und 26 Proben. In einigen Gruppen gingen schon hier mehrere der Stäbchen kaputt, sodass diese nicht vermessen werden konnten.



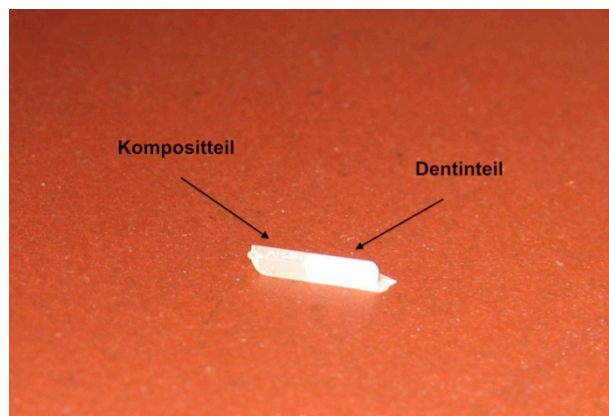


Abb. 20: Stäbchen

	n(Scheiben)	n(Stäbchen)	n(kaputte St)
ES 1	8	19	0
ET 1	9	20	2
I 1	8	20	3
O 1	8	23	4
SS 1	7	22	9
ST 1	7	26	9
ES 2	9	22	0
ET 2	7	18	0
I 2	8	19	2
O 2	9	21	1
SS 2	7	16	0
ST 2	8	22	2
Ø	7,92	18,00	2,67

Tab. 8: Anzahl der Scheiben und Stäbchen pro Gruppe

### 2.3.2 Wasserlagerung

Nun wurden die Gruppen mit der Endung 1 sofort im Mikrotensile-Verfahren weiterverarbeitet. Diese mit der Endung 2 wurden für 6 Monate in Leitungswasser eingelagert.

### 2.3.3 Mikrozugverfahren

Die nun entstandenen Stäbchen mit einem oberen Kompositteil und einem unteren Dentinteil wurden jetzt ebenfalls mit Klebewachs in die Mikrotensile eingespannt, wobei besonders darauf geachtet wurde, dass die Komposit-Dentingrenze nicht von Klebewachs verunreinigt wurde. Dann wurde das Verfahren gestartet, wobei folgende Einstellungen vorgenommen wurden:

Der Verfahrensweg wurde auf 5mm begrenzt und die Verfahrensgeschwindigkeit betrug 1mm pro Minute. Außerdem wurden die Versuche im Zug-Verfahren mit einer Maximalkraft von 50 Newton durchgeführt.



Abb. 21: In der Mikrotensile eingespanntes Stäbchen

Hierbei wurde nun die Kraft gemessen, bei welcher die Stäbchen zerbrachen, bei welcher sich also der Kompositteil vom Dentinteil löste.



Abb. 22: An der Komposit-Dentinverbindung zerbrochenes Stäbchen

### 2.3.3.1 Beispiel 1: ES 2 Probe 14

Am folgenden Beispiel werden die entsprechenden Werte erklärt und bildlich dargestellt: Durch die Fixierung der Stäbchen in Wachs, das beim Aushärten schrumpft, kommt es bereits vor dem Start des Versuchs zu einer Zug-Spannung (1). Bei einer Zug-Kraft von -19,78 Newton gibt die Komposit-Dentinverbindung nach und bricht (2). Trotz der Fraktur bleibt beim Sensor, ebenfalls durch die Fixierung im Wachs, eine Zugkraft von -0,24 Newton (3) messbar. Die Differenz der Kraft zwischen diesen beiden Ereignissen ist die entscheidende Kraft, die zur Fraktur geführt hat und damit das Messergebnis.

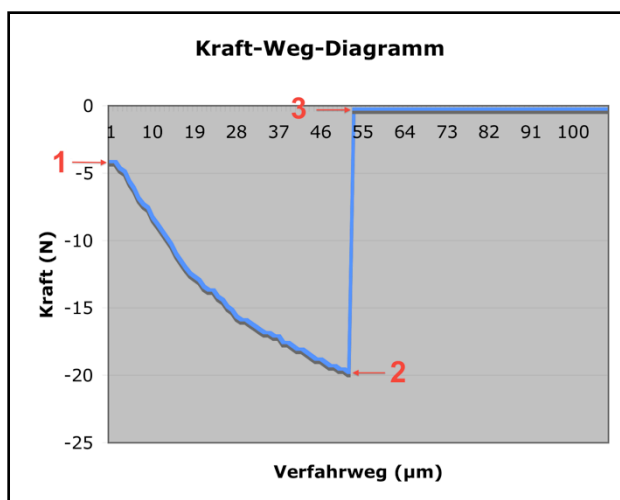


Abb. 23: Kraft-Weg-Diagramm für ES 2 Probe 14

	Kraft max. (N)	Kraft min. (N)	Differenz (N)
14	-0,24	-19,78	19,54

Tab. 9: gemessene Kräfte für ES 2 Probe 14

### 2.3.4 Messen der Probenfläche

Die jetzt entstandenen Kompositstäbchen wurden verworfen. An der Bruchfläche der Dentinstäbchen wurden die Seitenlängen dieser Fläche mit Hilfe des digitalen Messschiebers Connex<sup>®</sup> COXT 710350 - Din 862 (Fa. Scala Messzeuge GmbH, Dettingen Deutschland) gemessen, um so die Bruchfläche zu berechnen.

Weiterführend konnte dann die für den Bruch notwendige Kraft pro Fläche berechnet werden. Diese wird in Newton pro Quadratmillimeter angegeben, was einem Megapascal entspricht:  $1 \text{ N/mm}^2 = 1 \text{ Million Pa} = 1 \text{ MPa}$



Abb. 24: digitaler Messschieber Connex<sup>®</sup> COXT 710350 - Din 862 (Fa. Scala Messzeuge GmbH, Dettingen Deutschland)

### Technische Daten des digitalen Messschiebers

**Connex<sup>®</sup> COXT 710350 - Din 862:**

Messbereich: 0-150mm

Auflösung: 0,01mm

Fehlergrenze: 0,03

Max. Messgeschwindigkeit: 1,5m/Sek.

Arbeitstemperatur zwischen 0- 40°

Tab. 10: Technische Daten der Firma Scala Messzeuge GmbH, Dettingen Deutschland

#### 2.3.4.1 Beispiel 1: ES 2 Probe 14

	Kraft max. (N)	Kraft min. (N)	Differenz (N)	Seite 1 (mm)	Seite 2 (mm)	Fläche (mm <sup>2</sup> )	Kraft /Fläche (N/mm <sup>2</sup> = MPa)
14	-0,24	-19,78	19,54	0,87	0,80	0,70	28,1

Tab. 11: gemessene Kräfte und Seitenlängen für ES 2 Probe 14

## 2.4 Statistische Analyse

Die entstandenen Daten wurden mit dem Statistikprogramm SPSS<sup>®</sup> für Windows, Version 20 ausgewertet: Die Berechnungen und auch die wesentlichen graphischen Darstellungen wurden mittels dieses Computerprogramms erstellt. Außerdem wurde für einzelne graphische Darstellungen das Programm Excel<sup>®</sup> verwendet.

Zunächst wurden für alle Versuchsgruppen die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen bestimmt und mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests ( $p=0,001$ ) geprüft, ob die Verteilung der Messwerte einer theoretischen Normalverteilung entspricht.

Da sich in einer Gruppe (Gruppe SS2) eine signifikante Abweichung von der

## 2 Material und Methode

---

Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test,  $p=0,001$ ) zeigte, erfolgte die weitere Analyse daher mittels nicht-parametrischer Methoden.

Der Kruskal-Wallis-Test ( $p<0,001$ ) wurde herangezogen, um zu erkennen, ob sich die zentralen Tendenzen der verschiedenen Stichproben signifikant voneinander unterscheiden. Anschließend wurden multiple Paarvergleiche nach Dunn ( $p<0,05$ ) durchgeführt.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Quantitative Auswertung

Im Folgenden wird die Anzahl der Ergebnisse erläutert und erklärt: Als „kaputte Stäbchen“ werden diejenigen Stäbchen bezeichnet, die bereits beim Sägen selbst, beim Lösen aus dem Wachs nach dem Sägen oder bei der Fixierung im Wachs in der Mikrotensile kaputt gingen. Der Verbund zwischen Dentin und Komposit gab hierbei bereits nach. Es fällt auf, dass dieser Anteil an Stäbchen bei den Gruppen SS1 und ST1 besonders hoch ausfällt.

Auch bei der Gruppe der „unbrechbaren Stäbchen“ konnte kein Messwert ermittelt werden: In dieser Gruppe sind jene Stäbchen zusammengefasst, bei denen es bei achtmaligem Wiederholen nicht zu einem Bruch innerhalb des Stäbchens, sondern zwischen Stäbchen und Wachs kam. Hier liegt der Verdacht nahe, dass keine exakte Dentin-Komposit-Grenzzebene vorhanden war, sondern dass Dentinfahnen die eindeutige Fixierung im Komposit unmöglich gemacht haben.

Die beiden Gruppen „kaputte Stäbchen“ und „unbrechbare Stäbchen“ ergeben zusammen die Summe der „nicht verwendbaren Stäbchen“.

	<b>n (Stäbchen)</b>	<b>n (kaputte Stäbchen)</b>	<b>n (unbrechbare Stäbchen)</b>	<b>n (verwendete Stäbchen)</b>	<b>Verwendete Stäbchen in %</b>
<b>ES 1</b>	19	0	3	16	84
<b>ET 1</b>	20	2	8	10	50
<b>I 1</b>	20	3	4	13	65
<b>O 1</b>	23	4	5	14	61
<b>SS 1</b>	21	9	2	10	48
<b>ST 1</b>	26	9	7	10	38

### 3 Ergebnisse

<b>ES 2</b>	22	0	8	14	64
<b>ET 2</b>	18	0	6	12	67
<b>I 2</b>	19	2	4	13	68
<b>O 2</b>	21	1	4	16	76
<b>SS 2</b>	16	0	2	14	88
<b>ST 2</b>	22	2	6	14	64
<b>Ø</b>	20,7	2,7	4,9	13,1	63

Tab. 12: Anzahl der Ergebnisse

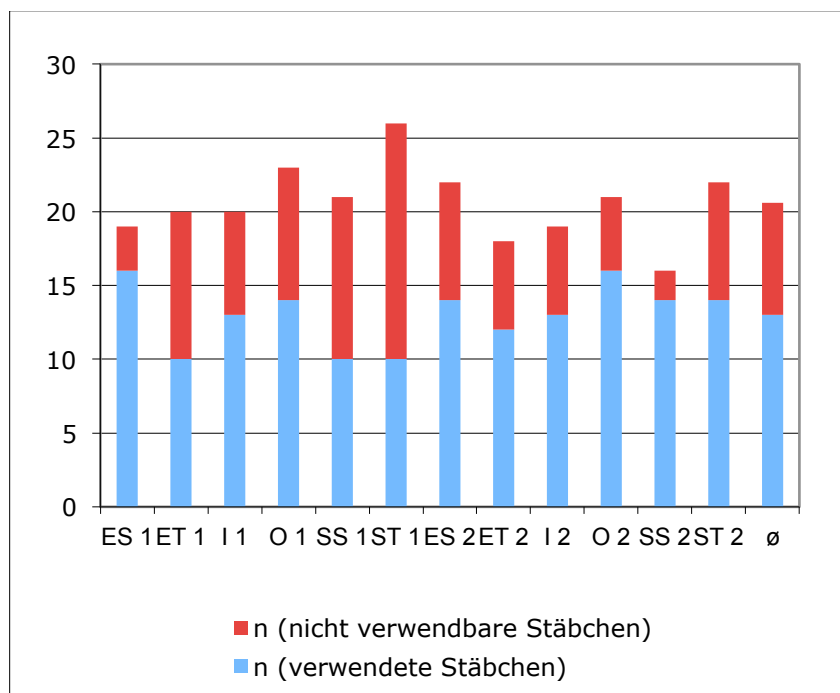


Abb. 25: Quantitative Auswertung



### 3.2 Qualitative Auswertung

	Mittelwert (MPa)	Median (MPa)	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
<b>ES1</b>	18,6	19,8	9,7	7,9	40,7
<b>ET1</b>	22,7	23,5	7,1	12,6	34,0
<b>I1</b>	16,7	14,4	5,6	8,9	25,8
<b>O1</b>	21,8	21,6	7,8	11,4	41,0
<b>SS1</b>	17,2	15,1	8,4	7,1	29,2
<b>ST1</b>	19,1	20,7	9,4	2,5	30,1
<b>ES2</b>	22,4	21,6	4,9	14,4	30,9
<b>ET2</b>	23,0	22,6	9,1	8,3	37,6
<b>I2</b>	15,8	17,1	4,7	6,0	23,1
<b>O2</b>	18,7	17,3	9,0	7,7	38,3
<b>SS2</b>	14,1	10,5	7,9	6,9	36,6
<b>ST2</b>	11,2	11,9	4,7	3,1	18,2

Tab. 13: Alle Messergebnisse im Vergleich

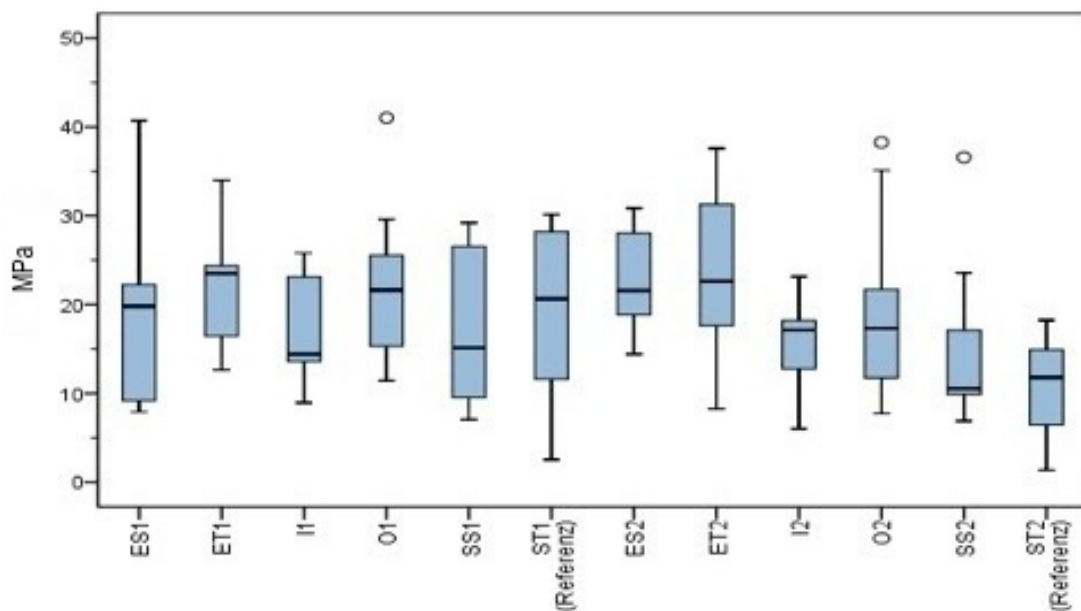


Abb. 26: Alle Messergebnisse im Box-Plot-Diagramm

Die signifikant höchste Zughaftkraft erreichte das Produkt Scotchbond™ Universal im Etch-and-Rinse-Verfahren mit einem Mittelwert von 23,0 MPa. Mit einem Mittelwert von nur 11,2 MPa wies das Produkt Syntac® Classic im Etch-and-Rinse-Verfahren die signifikant geringste Haftkraft auf.

Im Paarvergleich nach Dunn wurden signifikante Unterschiede nur zwischen vier Gruppenpaaren errechnet, wobei jeweils der Vergleich mit der Gruppe ST2 erfolgte: Die Gruppen ET1, O1, ES2 und ET2 wiesen signifikant bessere Ergebnisse auf als die Referenzgruppe ST2.

### 3.2.1 Vergleich der Haftkraft von Scotchbond™ Universal mit den anderen Adhäsiven

	ø (MPa)	% ø (MPa)
<b>ES1</b>	18,6	98
<b>ET1</b>	22,7	119
<b>I1</b>	16,7	87
<b>O1</b>	21,8	114

<b>SS1</b>	17,2	90
<b>ST1-Referenz</b>	19,1	100
<b>ES2</b>	22,4	200
<b>ET2</b>	23,0	205
<b>I2</b>	15,8	141
<b>O2</b>	18,7	167
<b>SS2</b>	14,1	126
<b>ST2-Referenz</b>	11,2	100

Tab. 14: Alle Mittelwerte im Vergleich zur Referenzgruppe

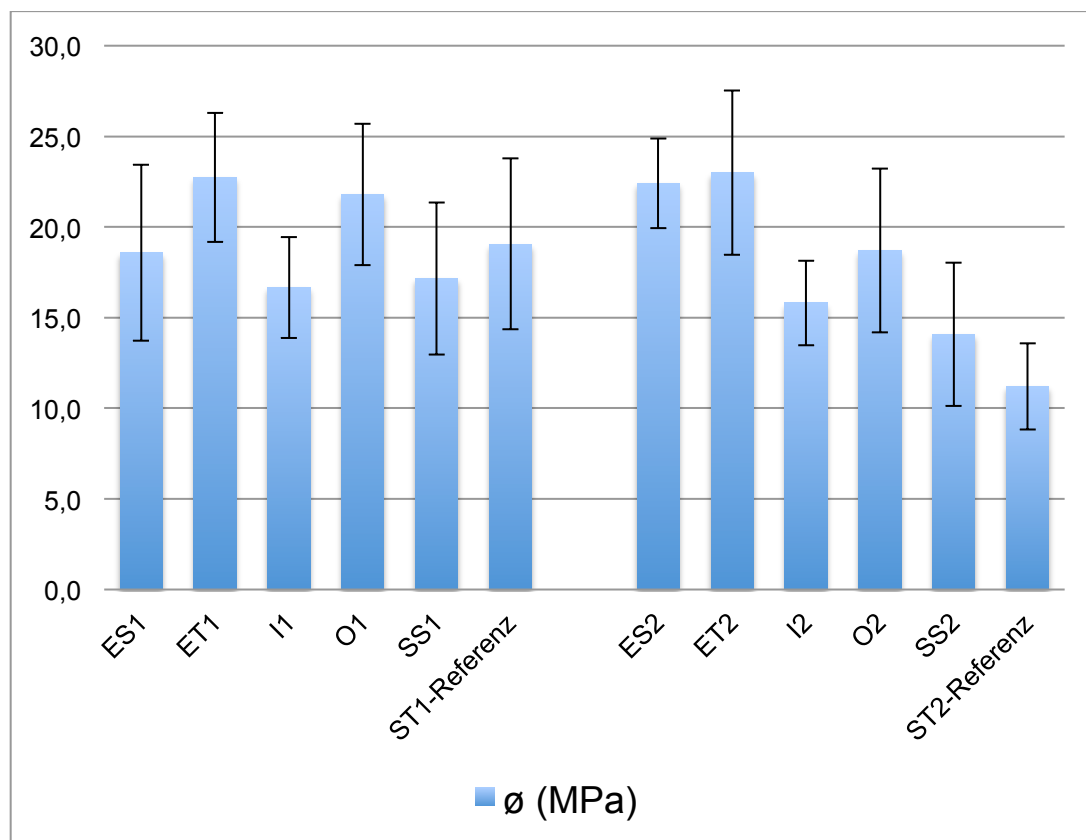


Abb. 27: Alle Mittelwerte im Vergleich

Das neue Adhäsiv Scotchbond™ Universal zeigt gute Ergebnisse im Vergleich mit den anderen in dieser Untersuchung verwendeten Adhäsiven. Es zeigt im Enamel-Etch-Verfahren vergleichbar gute Werte wie die Referenzgruppe Syn-

### 3 Ergebnisse

tac<sup>®</sup> Classic (Etch-and-Rinse-Verfahren). Bei der Anwendung des Etch-and-Rinse-Verfahrens zeigt es sogar in dieser Untersuchung die besten Ergebnisse. Ähnlich gute Werte erzielte nur das Zwei-Schritt-Adhäsiv OptiBond<sup>™</sup> Solo Plus, bei welchem ebenfalls das Dentin geätzt wurde (Etch-and-Rinse-Verfahren).

Das selbstätzende iBond<sup>®</sup> und Syntac<sup>®</sup> Classic auf nicht geätztem Dentin (Enamel-Etch-Verfahren) zeigten deutlich schlechtere Ergebnisse von nur ca. 90%.

Nach der sechsmonatigen Lagerung im Wasser sehen die Ergebnisse anders aus: Jetzt liefert das zu testende Scotchbond<sup>™</sup> Universal mit Abstand die besten Werte. Auch hier zeigt die Etch-and-Rinse-Technik (ET 2) das beste Ergebnis dieser Studie. Doch das Selective-Enamel-Etch-Verfahren (ES 2) bringt einen kaum schlechteren Wert, der doppelt so hoch ist wie der Mittelwert der Referenzgruppe (ST2). Dieser Unterschied zwischen den Ergebnissen ist signifikant.

Die anderen Adhäsive (Optibond<sup>™</sup> Solo Plus, iBond SE) oder Applikationstechniken (Syntac<sup>®</sup> Classic im Selective-Enamel-Etch-Verfahren) liefern keine signifikant besseren Werte als die Referenzgruppe. Ihre Ergebnisse liegen zwischen denen von Scotchbond<sup>™</sup> Universal und Syntac<sup>®</sup> Classic im Etch und Rinse-Verfahren, welches den schlechtesten Mittelwert erbringt.

#### 3.2.2 Einfluss der Anwendungstechnik auf die Adhäsion

	Ø Selective-Enamel-Etch (MPa)	Ø Etch-and-Rinse (MPa)	% Ø
<b>ES1/ET1</b>	18,6	22,7	122
<b>ES2/ET2</b>	22,4	23,0	103
<b>SS1/ST1</b>	17,2	19,1	111
<b>SS2/ST2</b>	14,1	11,2	79

Tab. 15: Vergleich der Werte im Selective-Etching- und im Etch-and-Rinse-Verfahren

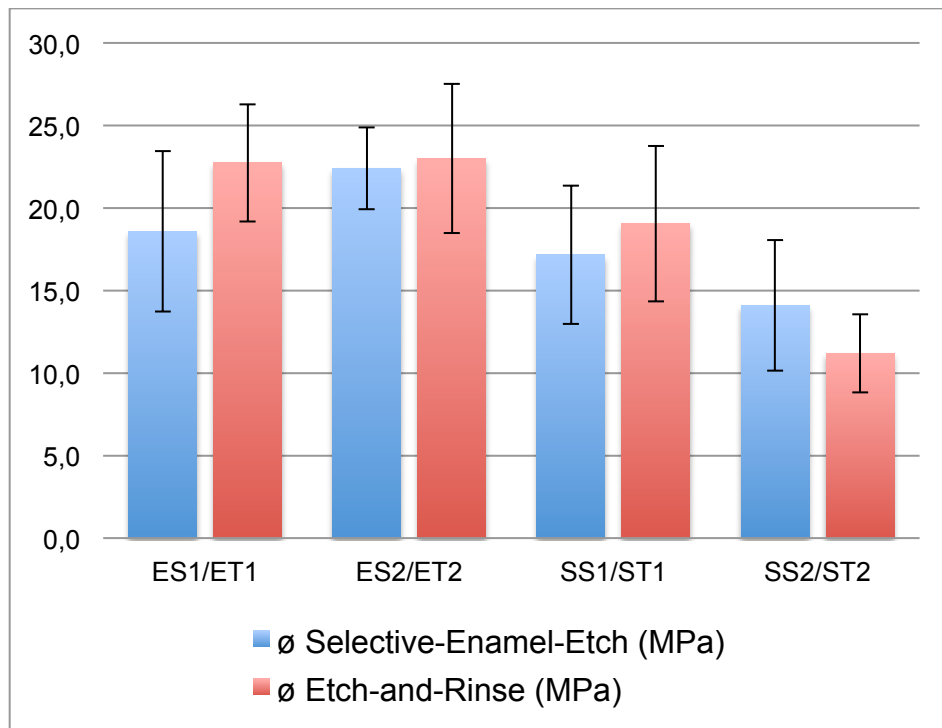


Abb. 28: Diagramm der Werte im Selective-Etching- und im Etch-and-Rinse-Verfahren

Die Verwendung des Etch-and-Rinse-Verfahrens führt bei Scotchbond™ Universal zu einer Verbesserung der Haftkraft von bis zu 20% bei der sofortigen Messung. Nach der sechsmonatigen Lagerung im Wasser ist dieser Unterschied nicht mehr nachweisbar.

Auch bei der Referenzgruppe Syntac® Classic ergeben sich im Etch-and-Rinse-Verfahren bei der sofortigen Messung der Abzugskräfte um ca. 10% größere Werte als bei der selektiven Schmelzätzung. In dieser Gruppe kehrt sich die Verbesserung der Haftkraft jedoch nach der Wasserlagerung um und die Werte des Etch-and-Rinse-Verfahrens sind nun um ca. 20% schlechter.

Doch im Paarvergleich nach Dunn konnte zwischen diesen vier Gruppenpaaren kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

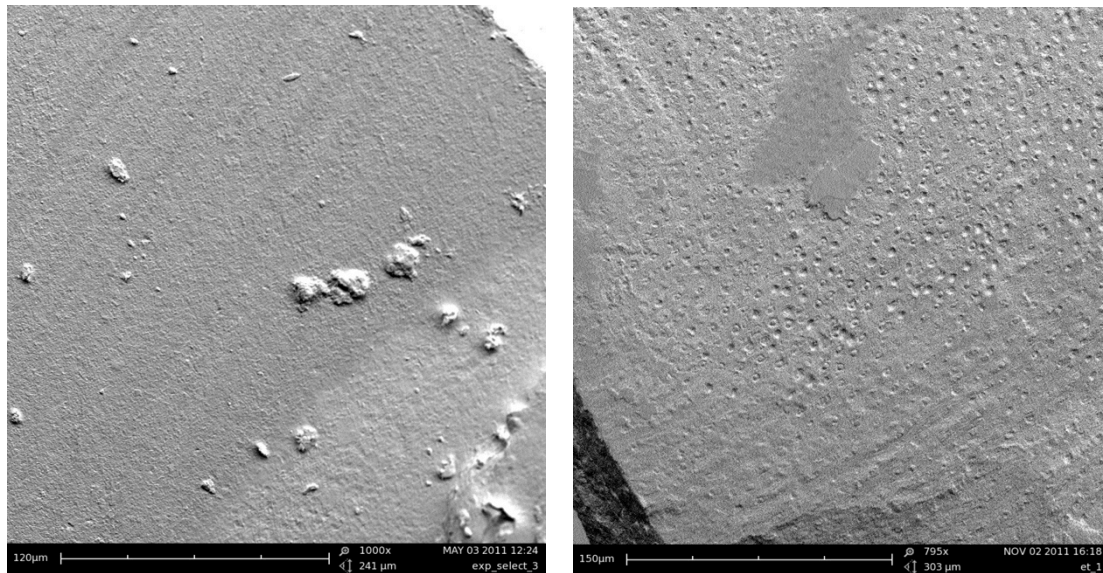


Abb. 29: versiegelte Dentintubuli nach der Behandlung mit Scotchbond™ Universal im Enamel-Etch- (links) bzw. Etch-and-Rinse-Verfahren (rechts)

#### 3.2.3 Einfluss der sechsmonatigen Wasserlagerung auf die Haftung am Dentin

	1ø (MPa)	2ø (MPa)	% ø
<b>ES</b>	18,6	22,4	120
<b>ET</b>	22,7	23,0	101
<b>I</b>	16,7	15,8	95
<b>O</b>	21,8	18,7	86
<b>SS</b>	17,2	14,1	82
<b>ST</b>	19,1	11,2	59

Tab. 16: Vergleich der Werte ohne und mit sechsmonatiger Wasserlagerung

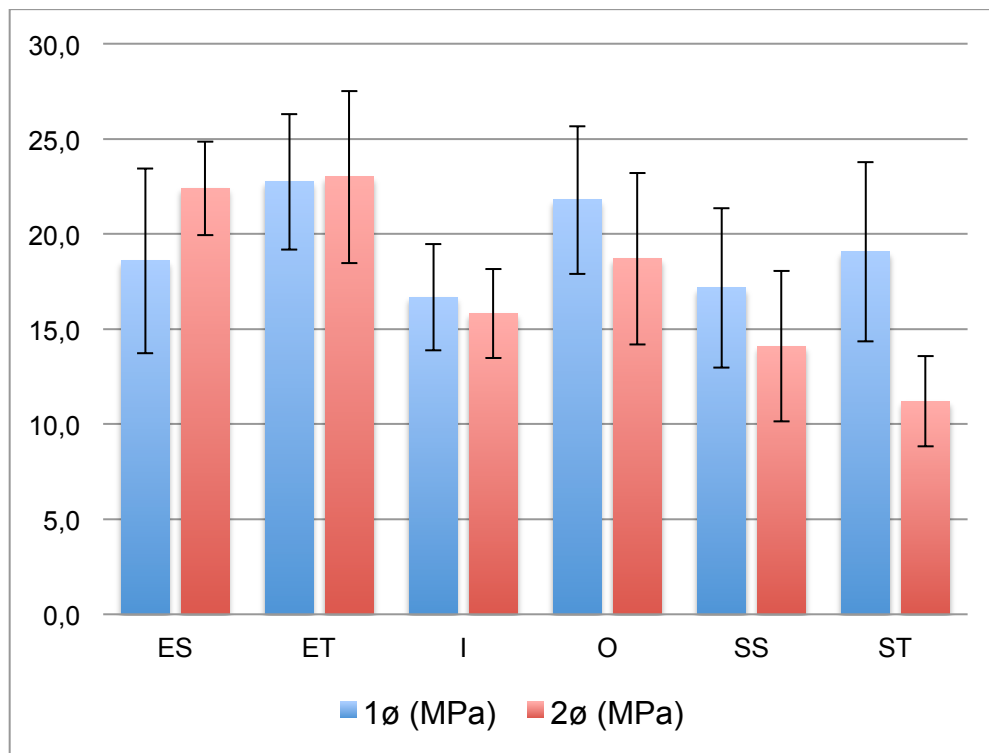


Abb. 30: Diagramm der Werte ohne (1) und mit (2) sechsmonatiger Wasserlagerung

Die sechsmonatige Lagerung im Wasser hat besonders auf die Haftkraft der Adhäsive OptiBond™ Solo Plus und Syntac® Classic einen negativen Einfluss: Die Haftung sinkt auf 86% bei OptiBond™ Solo Plus, 82% bei Syntac® Classic im Selective-Enamel-Etch-Verfahren bzw. auf nur 59% im Etch-and-Rinse-Verfahren.

Auf die anderen Adhäsive (Scotchbond™ Universal und iBond® SelfEtch) hat die Wasserlagerung weniger Einfluss: Die Haftkraft beträgt nach sechs Monaten immer noch knapp 95%.

Sowohl im Enamel-Etch- als auch im Etch-and-Rinse-Verfahren wurden bei dem neuen Adhäsiv Scotchbond™ Universal signifikant größere mittlere Haftwerte am Dentin gemessen als bei der Referenzgruppe Syntac® Classic im Etch-and-Rinse-Verfahren.

Zwischen den anderen Gruppen konnte im Paarvergleich nach Dunn kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

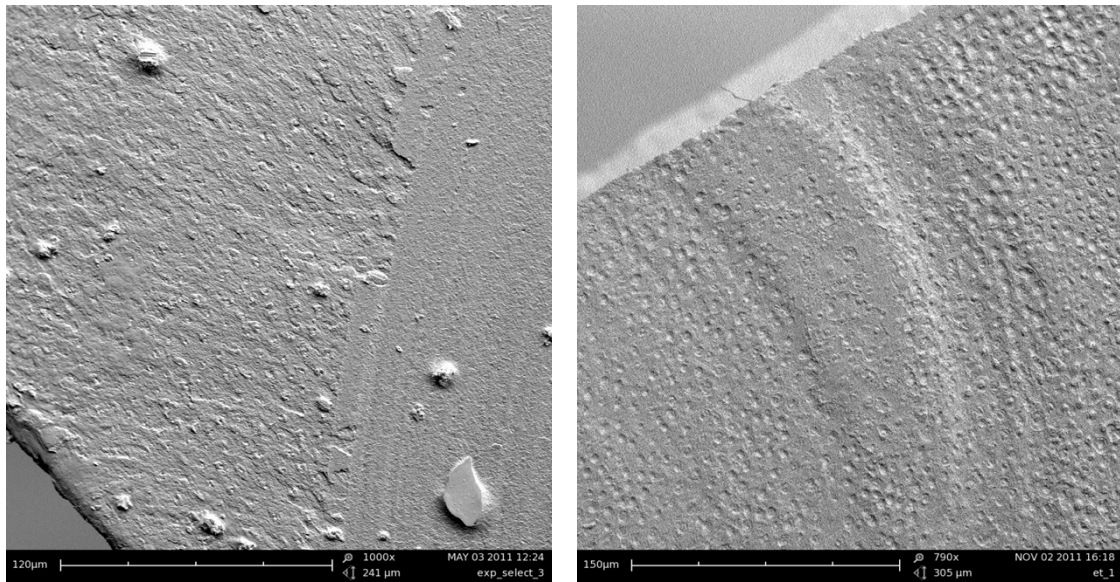


Abb. 31: REM-Foto: Scotchbond™ Universal vor (li) und nach (re) 6-monatiger Wasserlagerung



## **4 Diskussion**

### **4.1 Diskussion der Methode**

#### **4.1.1 Zahnmaterial und Lagerung**

Die vorliegende Studie wurde mit Hilfe von 36 menschlichen Weisheitszähnen durchgeführt. Verschiedene Autoren sprechen sich für die Verwendung von menschlichen Zähnen aus, da z.B. bei der Verwendung von Rinderzähnen mit schlechteren Haftwerten gerechnet werden muss [19, 80].

Die Zähne bzw. Proben wurden während des gesamten Herstellungsprozesses in Wasser gelagert, um einerseits eine Beeinflussung der Messergebnisse durch Austrocknen zu verhindern und andererseits das feuchte Milieu in der Mundhöhle zu simulieren. Da das Lagermedium keine bakteriostatische bzw. bakterizide Wirkung aufweisen musste, wurde in dieser Untersuchung Leitungswasser gewählt. In der Literatur werden auch andere Flüssigkeiten, z.B. destilliertes Wasser oder physiologische Kochsalzlösung, diskutiert, doch laut SÖDERHOLM 1991 [79] spielt die Zusammensetzung des Lagermediums keine wichtige Rolle.

Die Proben wurden in Form von Stäbchen gelagert, wodurch das Wasser direkt an das Interface diffundieren konnte. Durch diese Art der Lagerung wird der Alterungsprozess beschleunigt. Diese Probenform eignet sich gut für Alterungsversuche durch Lagerung, da das Interface direkt in Kontakt mit der Lagerungsflüssigkeit kommt und die Diffusionsstrecke kurz ist [49].

### 4.1.2 Herstellung der Proben

Sämtliche Materialien wurden streng nach Herstellerangaben verwendet. Während der Probenherstellung wurde versucht, die auf die Proben einwirkenden Kräfte zu minimieren. Dennoch wurden bei einem Teil der Proben vorzeitige Frakturen beobachtet. Dies zeigt, dass während der Herstellung Kräfte auftreten, welche zu einer vorzeitigen Fraktur im Verbund führen. Verschiedene Autoren konnten belegen, dass diese Beobachtung auf eine unzureichende Infiltration des Adhäsivs in die Zahnhartsubstanz zurückzuführen ist [64].

### 4.1.3 Mikrozugverfahren

Die Haftfestigkeitsergebnisse dürfen nicht als absolute Werte zwischen verschiedenen Studien verglichen werden. Sie sind für das jeweilige Studiendesign spezifisch, weshalb nur die Ergebnisse innerhalb einer Studie beurteilt und interpretiert werden können. Deshalb sollten die Werte nur relativ mit Ergebnissen anderer Studien verglichen werden [2, 67].

Die Ergebnisse der Haftfestigkeitsprüfung sind von experimentellen Faktoren wie z.B. Probengröße, Probenform, Kompositart und Untersuchungsmethode abhängig [35, 73]. Bei Untersuchungen mit dem Mikrozugverfahren besitzt der Probenquerschnitt einen großen Einfluss auf die zu erreichende Zugfestigkeit: Bei einem Querschnitt von weniger als 1 mm werden die größten Haftwerte erzielt [57]. Aufgrund der limitierten Fläche wirken dabei geringe Zugkräfte auf die Dentin-Kompositverbindung, so dass ein homogener Kraftverlauf gewährleistet werden kann [76]. Darüber hinaus kann durch die Anfertigung kleiner Proben die Anzahl herstellungsbedingter, interner Defekte reduziert werden [35].

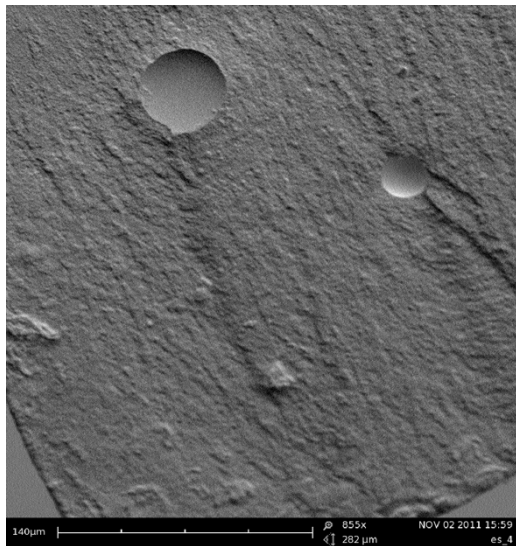


Abb. 32: Defekte (Luftblasen) in der Dentin-Komposit-Verbindung

### 4.2 Diskussion der Ergebnisse

Die in dieser Untersuchung erlangten Ergebnisse der Adhäsive iBond® Self-Etch, OptiBond™ Solo plus und Syntac® Classic sind mit denen von anderen Autoren vergleichbar.

Zwei Studien [46, 59] verwendeten unter anderem die Adhäsive OptiBond™ Solo Plus und Syntac® Classic, um die Scherhaftkräfte zu ermitteln. In der Untersuchung von LATTAA [46] zeigte das Adhäsiv OptiBond™ Solo Plus signifikant bessere Ergebnisse auf Schmelz und Dentin als Syntac® Classic. Auch die Versuche von PECORA N et al [59] lieferten am Dentin größere Scherhaftkräfte für OptiBond™ Solo Plus (26,85 +/- 8,76 MPa) als für Syntac® Classic (20,20 +/- 7,07 MPa).

Die Ergebnisse der Scherhaftkraft und der Mikrozughaftung können nicht direkt miteinander verglichen werden, dies belegt auch eine Studie von ATASH R et al aus dem Jahr 2005 [2]. Doch die gleiche Tendenz der Werte lässt sich erkennen.

In dieser Untersuchung von Atash wurden unter anderem auch die Adhäsive OptiBond™ Solo Plus und iBond® SE verwendet. Er erhielt, ähnlich wie die

vorliegende Erhebung, signifikant bessere Ergebnisse für OptiBond™ Solo Plus. Dieser Trend wird von drei weiteren Studien belegt [74, 41, 5].

### 4.2.1 Vergleich der Haftkraft von Scotchbond™ Universal mit den anderen Adhäsiven

Von den Studien zur Adhäsion von Scotchbond® Universal lassen sich drei besonders gut mit der vorliegenden Untersuchung vergleichen, da weitere Adhäsive auch dort Anwendung fanden.

In einer Studie von THALACKER C et al [84] wurden die Scherhaftkräfte verschiedener Adhäsive auf Rinderzähnen getestet. Es kamen die Adhäsive Scotchbond™ Universal (im Self-Etch- und im Etch-and-Rinse-Verfahren), OptiBond™ Solo Plus, iBond® SE und drei weitere auf Dentin und Schmelz zur Anwendung. Das Adhäsiv Scotchbond Universal erhielt im Self-Etch-Verfahren ( $30,5 \pm 5,4$  MPa) bessere, aber nicht statistisch signifikant bessere Werte als im Etch-and-Rinse-Verfahren ( $27,6 \pm 5,2$  MPa). Beide Mittelwerte waren signifikant besser als die Ergebnisse von iBond ( $20,8 \pm 3,5$  MPa). Dies deckt sich mit den Ergebnissen dieser Untersuchung.

Scotchbond und iBond erbrachten signifikant bessere Resultate als Optibond™ Solo Plus ( $14,0 \pm 2,8$  MPa). In diesem Punkt unterscheiden sich die Ergebnisse.

In einer zweiten Studie wurden von J C FARR et al [16] 15 Adhäsive, unter anderem OptiBond™ Solo plus, iBond Self Etch und Syntac Classic, ebenfalls auf ihre Scherhaftkraft an Rinderzähnen getestet. Leider wurde bei dem Adhäsiv Syntac nicht genauer beschrieben, welche Technik, Etch-and-Rinse oder Selective-Enamel-Etch, Anwendung fand. Das besondere dieser Studie ist die Herstellung der Proben durch 376 praktizierende Zahnärzte.

Auch hier liefert Scotchbond mit die besten Ergebnisse ( $25,7 \pm 6,6$  MPa). Signifikant schlechtere Werte wurden bei Syntac ( $11,7 \pm 7,0$  MPa), iBond

(11,4 +/- 4,5 MPa) und OptiBond (8,2 +/- 6,0 MPa) gemessen. Auch diese Ergebnisse bestätigen zum Teil die vorliegende Studie.

Bei einer Studie von J PERDIGAO et al [65] zur Haftkraft von Scotchbond® Universal an humanen Molaren fand auch OptiBond™ Solo Plus auf getrocknetem und feuchtem Dentin Anwendung. Er erhielt bei OptiBond im Etch-and-Rinse-Verfahren auf feuchtem Dentin (63,0 +/- 25,0 MPa) die besten Ergebnisse. Signifikant schlechtere Werte wurden bei OptiBond auf getrocknetem Dentin (50,2 +/- 20,6 MPa) gemessen. Die Feuchtigkeit des Dentins oder die Anwendungstechnik (Self-Etch-Verfahren (54,4 +/- 18,5 MPa) oder Etch-and-Rinse-Verfahren (feucht 54,0 +/- 18,8; trocken 53,9 +/- 18,4 MPa)) hatten auf die Ergebnisse von Scotchbond in seiner Studie keinen signifikanten Einfluss.

Insgesamt werden also die guten Haftwerte von Scotchbond® Universal durch die anderen Erhebungen bestätigt.

Außerdem zeigt die Untersuchung von J PERDIGAO [65] die Sensibilität von OptiBond™ Solo Plus gegenüber der Feuchtigkeit des Dentins. Dies kann die schlechten Werte in den Erhebungen von C THALACKER [84] und J C FARR [16] erklären.

Des Weiteren zeigt die vorliegende Studie, dass auch die Lagerung auf OptiBond einen größeren Einfluss hat als auf andere Adhäsive. In den Erhebungen von C THALACKER und J C FARR wird nicht erwähnt, in welcher Form oder über welchen Zeitraum die Proben lagerten. Deshalb kann der Einfluss der Lagerung nicht weiter erläutert werden. Somit können die schlechteren Ergebnisse von OptiBond nicht ausreichend geklärt, sondern nur Vermutungen angestellt werden.

### 4.2.2 Einfluss der Anwendungstechnik auf die Adhäsion

Wie im letzten Abschnitt bereits genauer erläutert, kommt C THALACKER [84] in der ersten Untersuchung zu dem Ergebnis, dass die vorige Ätzung des Den-

tins die Haftung von Scotchbond® Universal leicht, aber nicht signifikant reduziert. In der dritten Studie sieht J PERDIGAO [65] keinen Einfluss durch das Anwendungsverfahren. Auch dies bestätigt die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung.

Zwei weitere Erhebungen beschäftigen sich mit dem Einfluss der Anwendungstechnik:

J BURGESS [8], der die Scherhaftkraft von indirekten Füllungen bestimmte, erreichte ebenfalls bei der Anwendung des Self-Etch-Verfahrens die besseren Ergebnisse (30,4 +/- 9 MPa), die sich jedoch nicht signifikant von denen des Etch-and-Rinse-Verfahrens (28,4 +/- 5 MPa) unterschieden.

Außerdem wurde bei seiner Studie der Einfluss von thermomechanischer Belastung und 10-monatiger Wasserlagerung gemessen. In seiner Erhebung nimmt die Haftung von Scotchbond am Dentin nach der Lagerung ebenfalls nur geringfügig ab.

Auch in der Untersuchung von L FOX et al [20] werden die voran gegangenen Resultate bestätigt. In seiner Untersuchung der Scherhaftkraft wird im Etch-and-Rinse-Verfahren zusätzlich zwischen getrocknetem und feuchtem Dentin unterschieden. Er erhielt auf geätztem feuchten Dentin (24,94 +/- 8,4 MPa) eine vergleichbar gute Adhäsion wie im Self-Etch-Verfahren (24,59 +/- 5,4 MPa), jedoch geringfügig schlechtere Werte auf geätztem und getrocknetem Dentin (20,47 +/- 6,2 MPa), genau wie in der oben genannten Erhebungen von THALACKER und PERDIGAO. Auch er bestätigt, dass die Feuchtigkeit des Dentins oder die Anwendungstechnik keinen signifikanten Unterschied der Ergebnisse hervorrufen.

Somit kommen zwei Untersuchungen [84, 8] zu dem Resultat, dass die Adhäsion ohne eine vorherige Ätzung des Dentins besser ist, was sich nicht mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung deckt. Diese kam bei der sofortigen Messung zu einem um ca. 20% verbesserten Ergebnis bei der Etch-and-

Rinse-Technik gegenüber dem ungeätzten Dentin. Doch nach der sechsmonatigen Wasserlagerung ist dieser Unterschied nicht mehr vorhanden. Darin stimmen die beiden oben erwähnten Untersuchungen mit den in dieser Studie ermittelten Ergebnissen überein.

Zwei Überlegungen bieten mögliche Erklärungen für dieses Resultat. Zum einen ist nicht näher beschrieben, nach welchem Zeitraum die zwei Studien mit den besseren Ergebnissen in der Self-Etch-Technik ihre Messung vollzogen. Es könnte also hier ein unerwünschter Einfluss der Lagerung stattgefunden haben. Zum anderen könnte der schlechtere Wert der Gruppe ES 1 ein zufälliges, durch die geringe Anzahl der Proben, hervorgerufenes Ergebnis sein.

In dem Resultat, dass keine signifikanten Unterschiede zu erkennen sind, stimmen diese Erhebungen jedoch überein.

Die zwei anderen Studien [65, 20] unterscheiden zusätzlich im Etch-and-Rinse-Verfahren zwischen feuchtem und trockenem Dentin, wobei jeweils das getrocknete und geätzte Dentin die schlechtesten Ergebnisse lieferte. Es werden jedoch, wie in der vorliegenden Untersuchung, keine signifikanten Unterschiede erzielt.

### **4.2.3 Einfluss der sechsmonatigen Wasserlagerung auf die Haftung am Dentin**

Fast alle Gruppen zeigten nach der sechsmonatigen Lagerung eine Abnahme der Haftkraft im Vergleich zu den sofort ermittelten Werten. Grund hierfür könnte der Zerfall der Hybridschicht durch hydrolytische Prozesse sein [7]. Durch die Lagerung der Proben in Form von Stäbchen kann das Wasser direkt an das Interface diffundieren. Durch diese Art der Lagerungsform wird der Alterungsprozess beschleunigt simuliert. Theoretisch liegt bei der Lagerung als Stäbchen also ein Microleakage vor.

## 4 Diskussion

Das Ausmaß an Abnahme der Adhäsion nach sechsmonatiger Lagerung variiert zwischen den unterschiedlichen Gruppen stark. Bei der Kontrollgruppe Syntac Classic im Etch-and-Rinse-Verfahren konnte eine Abnahme auf ca. 59 von 19,1 auf 11,2 MPa festgestellt werden. Somit könnte man eine Reduktion der Haftkraft in diesem Umfang als normal ansehen. In einer Studie von J I ZORZIN [91], der den Einfluss von Chlorhexidin auf das Dentinbonding mit Syntac im Mikrozugversuch untersuchte, reduzierte sich die Zugfestigkeit auf 57%. In der Literatur liegen ansonsten keine Daten für das Adhäsivsystem Syntac vor.

Doch 2 Erhebungen kommen bei anderen Adhäsiven zu anderen Ergebnissen: So erhielt CANTENHEDE DE SA et al [9] nach einer sechsmonatigen Wasserlagerung keine Abnahme der Zugfestigkeit am Dentin von Rinderzähnen bei den Adhäsiven Adper<sup>TM</sup> Scotchbond<sup>TM</sup> Multi-Purpose (3M ESPE, Seefeld, Deutschland), Adper<sup>TM</sup> Easy Bond (3M ESPE, Seefeld, Deutschland), Bond Force (Tokuyama, Tokyo, Japan) und G-Bond Plus (GC Corp., Tokyo, Japan). Das gleiche Ergebnis erhält auch J BURGESS, der allerdings die Scherhaftkraft von indirekten Füllungen bestimmte. In seiner Erhebung wurde zusätzlich zur zehnmonatigen Wasserlagerung auch der Einfluss von thermomechanischer Belastung gemessen. Bei den Adhäsiven Adper<sup>TM</sup> Easy Bond und Adper<sup>TM</sup> Scotchbond<sup>TM</sup> 1 XT (beide 3M Espe, Seefeld, Deutschland) nimmt die Haftung am Dentin nach der Wasserlagerung nicht ab. Auch das neue Adhäsiv Scotchbond<sup>®</sup> Universal verliert in seiner Studie nach der Lagerung nur geringfügig an Haftkraft (ungeätzt 30,4 +/- 9 MPa → 29,9 +/- 11 MPa, geätzt 28,4 +/- 5 MPa → 28,6 +/- 11 MPa).

Die anderen Untersuchungen bestätigen also, dass die sechsmonatige Lagerung im Wasser auf die Haftkraft der Adhäsive einen sehr unterschiedlichen Einfluss hat.

Zum einen die Adhäsive OptiBond<sup>TM</sup> Solo Plus und Syntac<sup>®</sup> Classic, bei welchen die Haftung stark abnimmt: OptiBond mit einer Abnahme auf 86%,



Syntac im Selective-Enamel-Etch-Verfahren auf 82% und im Etch-and-Rinse-Verfahren auf 59%.

Zum anderen die Adhäsive iBond® SelfEtch und Scotchbond™ Universal, auf welche die Wasserlagerung weniger Einfluss hat: iBond mit einer Reduktion der Zugkraft auf 95% und Scotchbond mit keiner Reduktion der Haftung im Etch-and-Rinse-Verfahren (101%) und mit einer Zunahme auf 120% der Haftkraft im Selective-Enamel-Etch-Verfahren.

Diese Zunahme der Haftung ist physiologisch nicht erklärbar. Dies spricht wie im Abschnitt 4.2.2 für die Vermutung, dass dieser geringere Wert der Gruppe ES 1 ein zufälliges, durch die geringe Anzahl der Proben hervorgerufenes Ergebnis sein muss.

Das Resultat, dass die Wasserlagerung auf die verschiedenen Adhäsive einen unterschiedlichen Einfluss, jedoch auf die Haftung von Scotchbond™ Universal keinen signifikanten Einfluss hat, wird durch die anderen Studien bestätigt.

### 4.2.4 Bisherige klinische Bewertung

In einer Studie von MENA-SERRANO et al. [51] wurde Scotchbond® Universal bereits in der klinischen Anwendung getestet: 200 Füllungen wurden an kariessfreien zervikalen Läsionen gelegt und sowohl sofort als auch nach 6 Monaten bewertet. Scotchbond fand hier in der Etch-and-Rinse-Technik auf trockenem und feuchten Dentin, in der Selective-Enamel-Etching- und in der Self-Etch-Technik Anwendung. Auch in dieser Untersuchung konnte kein signifikanter Einfluss der Anwendungstechnik auf die Adhäsion festgestellt werden. Außerdem wird Scotchbond® Universal von den Autoren als zuverlässig bewertet.

### 4.3 Schlussfolgerung

Abschließend bleiben folgende Erkenntnisse auf die in der Einführung gestellten Fragen festzuhalten:

- Die Haftkraft von Scotchbond™ Universal am Dentin im Vergleich zu dem Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv iBond® SE, dem Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv OptiBond™ Solo Plus und dem Goldstandard, dem Vier-Schritt-Adhäsive Syntac® Classic ist vielversprechend.
- Die Verwendung des Etch-and-Rinse-Verfahrens führt nicht zu einer signifikanten Verbesserung der Adhäsion von Scotchbond™ Universal.
- Die sechsmonatige Wasserlagerung hat keinen negativen Einfluss auf die Haftung von Scotchbond® Universal am Dentin

#### 4.3.1 Klinische Relevanz

Die Ergebnisse dieser Untersuchung in Verbindung mit den Erkenntnissen aus den anderen genannten Erhebungen lassen sich in den klinischen Alltag übertragen: Wie bei allen Ein-Flaschen-Adhäsiven vereinfacht das Ausreichen der einen Flasche die Anwendung für die Assistenz, reduziert die Gefahr von Fehlern in der Anwendung und erleichtert die Logistik in der Praxis. Die kurze Einwirkzeit simplifiziert auch die Anwendung für den Behandler: Die Zeit, in welcher die Benetzung mit Speichel oder Blut fatale Folgen hat, ist reduziert. Die Variabilität der Anwendungstechnik mit konstant guten Ergebnissen lässt auch dem Behandler eine situationsbedingte Variationsbreite.

Durch die kurze Zeit seit der Markteinführung gibt es noch keine Langzeitstudien.

Die vielen verschiedenen Studien mit unterschiedlichen Ansätzen, wie post-operative Hypersensibilität, Grenzflächenanalyse, Adhäsion am Schmelz, Ver-

bindungsbeständigkeit und Randbeständigkeit ergeben in Kombination mit den in der vorliegenden Untersuchung erhaltenen Resultaten für Scotchbond™ Universal ein vielversprechendes Bild.



## 5 Zusammenfassung

Ziel dieser Untersuchung war es, die Haftfestigkeit des neuen Adhäsivs Scotchbond™ Universal am Dentin zu beurteilen, sowie den Einfluss des Applikationsverfahrens und der sechsmonatigen Wasserlagerung zu untersuchen.

Zur Beantwortung der Fragestellung wurden 36 kariesfreie Weisheitszähne mit Klasse-I-Kavitäten versehen und anschließend vier verschiedene Adhäsive appliziert: Das neue Scotchbond™ Universal (3M ESPE) im Schmelzätz- (ES) und im Etch-and-Rinse-Verfahren (ET), iBond® SelfEtch (I) (Heraeus) Opti-Bond™ Solo Plus (O) (Kerr) und Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent), Selective-Enamel-Etching- (SS) und Etch-and-Rinse-Verfahren (ST). Die Kavitäten wurden mit dem Hybridkomposit Filtek™ Z250 (3M ESPE) verschlossen und mit der Lampe FLASHlite 1401® (Discus Dental) polymerisiert. Je die Hälfte der Zähne einer Gruppe (n=3) wurden zu Stäbchen gesägt und für sechs Monate in Wasser gelagert (--2). Die andere Hälfte wurde nach dem Sägen sofort weiterverarbeitet (--1). An den Stäbchen wurden im Mikrozugverfahren die Abzugskräfte gemessen (Einstellungen: Verfahrensweg <5mm, Verfahrensgeschwindigkeit 1mm/min, Maximalkraft 50 N) und anschließend die Bruchfläche berechnet. Zur statistischen Analyse wurden der Shapiro-Wilk-Test ( $p=0,001$ ), der Kruskal-Wallis-Test ( $p<0,001$ ) und multiple Paarvergleiche nach Dunn ( $p<0,05$ ) durchgeführt.

Ergebnisse: Das neue Adhäsive Scotchbond Universal hat bei beiden Anwendungstechniken (ES1: 18,6 +/- 9,7 MPa; ET1: 22,7 +/- 7,1 MPa) vergleichbar gute Haftwerte wie die anderen Adhäsive erzielt (I1: 16,7 +/- 5,6 MPa; O1: 21,8 +/- 7,8 MPa; SS1: 17,2 +/- 8,4 MPa; ST1: 19,1 +/- 9,4 MPa).

Die Verwendung des Etch-and-Rinse-Verfahrens führt bei Scotchbond™ Universal zu einer Verbesserung der Haftkraft von bis zu 20% bei der sofortigen

## 5 Zusammenfassung

Messung (ES1: 18,6 +/- 9,7 MPa → ET1: 22,7 +/- 7,1 MPa). Nach der sechsmonatigen Lagerung im Wasser ist dieser Unterschied nicht mehr nachweisbar (ES2: 22,4 +/- 4,9 MPa → ET2: 23,0 +/- 9,1 MPa).

Die sechsmonatige Wasserlagerung verringert die Haftkraft der Adhäsive Optibond™ Solo Plus auf 86% und Syntac® Classic auf 82% im Selective-Enamel-Etch-Verfahren bzw. auf nur 59% im Etch-and-Rinse-Verfahren.

Auf die Haftung von iBond® SelfEtch (95%) und Scotchbond™ Universal hat die Wasserlagerung weniger Einfluss (ES1: 18,6 +/- 9,7 MPa → ES2: 22,4 +/- 4,9 MPa = 120%, ET1: 22,7 +/- 7,1 MPa → ET2: 23,0 +/- 9,1 MPa = 101%)

Abschließend bleiben folgende Erkenntnisse festzuhalten:

- Die Haftkraft von Scotchbond™ Universal am Dentin im Vergleich zu den Adhäsiven iBond® SE, OptiBond™ Solo Plus und Syntac® Classic ist vielversprechend.
- Die Verwendung des Etch-and-Rinse-Verfahrens führt nicht zu einer signifikanten Verbesserung der Adhäsion von Scotchbond™ Universal am Dentin.
- Die sechsmonatige Wasserlagerung hat keinen negativen Einfluss auf die Haftung von Scotchbond® Universal am Dentin.

### Summary

Aim of this study was to assess bond strength of the new adhesive Scotchbond™ Universal (3M ESPE) to dentin, furthermore to analyze the influence of application mode and six months of water storage.

To receive the data 36 caries-free third molars were provided with class-I-cavities and subsequently applied four different adhesives: The new Scotchbond™ Universal (3M ESPE) in Selective-Enamel-Etching- (ES) and in Etch-and-Rinse-mode (ET), iBond® SelfEtch (I) (Heraeus) OptiBond™ Solo Plus (O) (Kerr) and Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent) in Selective-Enamel-Etching- (SS) and Etch-and-Rinse-mode (ST). Cavities were closed with hybrid resin Filtek™ Z250 (3M ESPE) and polymerised by FLASHlite 1401® (Discus Dental). From every group one half of teeth (n=3) were sectioned into sticks and stored in water for six months (--2). The other half was directly processed (--1). Bond strength of these specimens was recorded in microtensile testing machine (calibration: distance < 5mm, speed 1mm/min, maximum force 50 N) and afterwards the breaking surface was measured. Statistical analysis was done by Shapiro-Wilk-test (p=0,001), Kruskal-Wallis-test (p<0,001) and multiple Dunn-tests (p<0,05).

Results: the new adhesive Scotchbond™ Universal achieved in both application modes comparably bonding strength (ES1: 18,6 +/- 9,7 MPa; ET1: 22,7 +/- 7,1 MPa) to the other bonding systems (I1: 16,7 +/- 5,6 MPa; O1: 21,8 +/- 7,8 MPa; SS1: 17,2 +/- 8,4 MPa; ST1: 19,1 +/- 9,4 MPa).

The use of Etch-and-Rinse-mode yields with Scotchbond™ Universal in 20% improvement of bond strength in immediate measuring (ES1: 18,6 +/- 9,7 MPa → ET1: 22,7 +/- 7,1 MPa). After six months of water storage there is no difference detectable anymore (ES2: 22,4 +/- 4,9 MPa → ET2: 23,0 +/- 9,1 MPa).

## 5 Zusammenfassung

The six months of water storage reduce bond strength of Optibond™ Solo Plus to 86% and Syntac® Classic to 82% in Selective-Enamel-Etch-mode and to 59% in Etch-and-Rinse-mode.

Water storage has less influence to bond strength of iBond® SelfEtch (95%) and Scotchbond™ Universal (ES1: 18,6 +/- 9,7 MPa → ES2: 22,4 +/- 4,9 MPa = 120%, ET1: 22,7 +/- 7,1 MPa → ET2: 23,0 +/- 9,1 MPa = 101%).

Finally the following results need to be mentioned:

- The bond strength of Scotchbond™ Universal to dentin in comparison to the adhesives iBond® SE, OptiBond™ Solo Plus und Syntac® Classic is encouraging.
- The use of Etch-and-Rinse-mode does not improve significantly the adhesion of Scotchbond™ Universal.
- The water storage for six months does not have a negative influence on bond strength of Scotchbond® Universal.



## Literaturverzeichnis

1. Asmussen E, Munksgaard EC: Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *Int Dent J* 1988;38:97-104,
2. Atash R, Van den Abbeele A: Bond strength of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: an in vitro study on bovine primary teeth. *Int J Paediatr Dent* 2005;15:264-73,
3. Blunck U, Zaslansky P: Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and longterm water storage. *J Adhes Dent* 2007;9:231-40
4. Bowen RL. Synthesis of a silica-resin filling material: progress report. *J Dent Res* 1958;37:90
5. Bradna P, Vrbova R, Dudek M, Roubickova A, Housova D: Comparison of bonding performance of self-etching and etch-and-rinse adhesives on human dentin using reliability analysis. *J Adhes Dent* 2008;10(6):423-9
6. Breschi L, Mazzoni A, Pashley D, Pasquantonio G, Ruggeri A, Suppa P, Mazzotti G, Di Lenarda R, Tay F: Electric-currentassisted application of self-etch adhesives to dentin. *J Dent Res* 2006;85:1092–6
7. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E: Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24:90-101
8. Burgess J, Shah S, Cakir D, Bekc P, Ramp L: Shear Bond Strengths to restorative Materials and tooth structure. AADR 2012, Tampa Bay, USA (Abstr 636)
9. Cantanhede de Sá RB, Oliveira Carvalho A, Puppim-Rontani RM, Ambrosano GM, Nikaido T, Tagami J, Giannini MJ: Effects of Water

- Storage on Bond Strength and Dentin Sealing Ability. J Adhes Dent 2012;14:543-9
10. Carvalho R, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley D H, Prati C, Tay F R: A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. Biomaterials 2005;26,1035-42
11. Chen M-H: Update on dental nanocomposites. J Dent Res 2010;89:549-60
12. Crim G A, Shay J S: Effect of etchant time on microleakage. ASDC J Dent Child 1987;54:339-40
13. Eick J D, Gwinnett A J, Pashley D H, Robinson S J: Current concepts on adhesion to dentin. Crit Rev Oral Biol Med 1997;8:306-35
14. Erickson R L: Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent 1992;Suppl5:81-94
15. Ernst C P: Update Komposite: Einführung – Teil 1.URL: <http://www.zmk-aktuell.de/dynamic/zahnheilkunde/zahnerhaltung/story/update-komposite-einfuehrung-teil-1.html> [letzter Zugriff: 11.03.2013]
16. Farr JC, Rumphorst A, Richter I, Bock A, Wieland M, Thalacker C: Bond strengths obtained by general practitioners with a portable device. IADR DIV/CED 2011, Budapest, Hungary (Abstr 221)
17. Fédération Dentaire Internationale (FDI): Grundsatzerklärung über Amalgam in der Zahnheilkunde. Zahnärztl Mitt 1991;81:2244-6
18. Feilzer A J, Gee A J, Davidson C L: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res 1987;66:1636-9
19. Finger W J: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. Am J Dent 1988;1:184-8
20. Fox L, Harsono M, Towers J, Perry R D, Kugel G: Shear bond strength

- of different products on etched dentin. IADR 2011, San Diego, USA  
(Abstr 3183)
21. Frankenberger R: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. Dtsch Zahnärztl Z 2002;57,154-11
22. Frankenberger R: Bonding 2006 – Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz 2006;5,485–95
23. Frankenberger R: Adhäsivtechnik 2009 - Neuigkeiten, Tipps, Trends. Quintessenz 2009;60,415-23
24. Frankenberger R,: Adhäsiv-Fibel, Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum Erfolg, 2. Aufl. Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co.KG, 2010
25. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A: Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total Etching. Dtsch Zahnärztl Z 1998;53,697–700
26. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Fatigue behaviour of different dentin adhesives. Clin Oral Invest 1999;3:11-7
27. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. Oper Dent 2000;25:324-30
28. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa B, Lopes M: „No-bottle“ vs „multi-bottle“ dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 2001;17,373–80
29. Frankenberger R, Pashley D H, Reich S M, Lohbauer U, Petschelt A, Tay F R: Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. Biomaterials 2005;26,2043-52
30. Frankenberger R, Tay F: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 2005;21,397–412

31. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf M J, Naumann M, Taschner M: Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? J Adhes Dent 2008;10:339-44
32. Garcia-Godoy F, Tay F R, Pashley D H, Feilzer A, Tjäderhane L, Pashley E L: Degradation of resin-bonded human dentin after 3 years of storage. Am J Dent 2007;20,109-13
33. Geurtsen W, Schmahl V, Hilgers R: Untersuchungen über den Verbund zweier Komposittypen mit angeätztem Schmelz. Dtsch Zahnärztl Z 1990;5:299-302
34. Goracci C, Sadek F, Monticelli F, Cardoso P E, Ferrari M: Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. J Adhes Dent 2004;6,313-8
35. Goracci C, Sadek F T, Monticelli F, Cardoso P E, Ferrari M: Influence of substrate, shape and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. Dent Mater 2004;20,643-54
36. Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:750-9
37. Haller B, Blunck U: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Zahnärztl Mitt 2003;93:808-18
38. Hannig M, Reinhardt K J, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: An alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent 1999;24:172-80
39. Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung, 5. Aufl. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2009
40. Hickel R, Klaiber B: Alternativen zu Amalgam. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:144-8
41. Hürmüzlü F, Ozdemir A K, Hubbezoglu I, Coskun A, Siso S H: Bond

- strength of adhesives to dentin involving total and self-etch adhesives. Quintessence Int 2007;38: e206-12
42. Jendresen M D, Glantz P O: Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. Acta Odontol Scand 1981;39:47-53
43. Klaiber B: Alles noninvasiv – Zahnformveränderungen, Lückenschluss, Reduktion schwarzer Dreiecke. Zahnärztl Mitt 2006;96:52-9
44. Krämer N, Frankenberger R: Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. Dent Mater 2005;21:262-71
45. Kubo S, Yokota H, Sata Y, Hayashi Y: Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. Am J Dent 2001;14:163-9
46. Lattaa M A: Shear bond strength and physicochemical interaction of XP Bond. J Adhes Dent 2007;9 Suppl 2:245-8
47. Legler L G, Retief D H, Bradley E L: Effect of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;98:154-60
48. Lehmann K M, Hellwig E: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde, 8. Aufl., München: Urban & Fischer, 1998
49. Loguercio A D, Uceda-Gomez N, Carrilho M R, Reis A: Influence of specimen size and regional variation on long-term resin-dentin bond strength. Dent Mater 2005;21:224-31
50. Lutz F, Phillips R W, Roulet J F, Imfeld T: Komposite - Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatszeitschr Zahnheilkd 1983;93:914-29
51. Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD, Perdigao J: A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. J Esthet Restor Dent 2013;25(1):55-69
52. Miyazaki M, Onose H, Moore B K: Effect of operator variability on dentin

- bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 2000;13:101-4
53. Moodley D, Grobler S R, Rossouw R J, Oberholzer T G, Patel N: In vitro evaluation of two adhesive systems used with compomer filling materials. *Int Dent J* 2004;50:400-6
54. Nakabayashi N, Takarada K: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 1992;8:125-30
55. Nakabayashi N, Hiranuma K: Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone. *Dent Mat* 2000;16:274-9
56. Pashley D H, Ciucchi B, Sano H: Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994;49:760-3
57. Pashley D H, Carvalho R M, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M Shono Y, Fernandes C A, Tay F R: the microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1:299-309
58. Pashley D H, Tay F R: Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17:430-44
59. Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A: Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):511-5
60. Perdigao J: An ultra-morphological study of human dentine exposed to adhesive systems. Doctoral Thesis. Leuven, Belgium, Katholieke Universiteit te Leuven, 1995
61. Perdigao J: Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002;46:277-301
62. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yücel T, Vanherle G: The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 1996;9:167-73
63. Perdigao J, Frankenberger R, Rosa B T, Breschi L: New Trends in den-

- tin/enamel adhesion. Am J Dent 2000;13:25D-30D
64. Perdigao J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland J W: In vitro bonding performance of all-in-one adhesives, Part I – microtensile bond strengths. J Adhes Dent 2006;8:367-73
65. Perdigao J, Sezinando A, Monteiro PC: Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. Am J Dent 2012;25:153-8
66. Peumans M, De Munck J, Van Meerbeek B: Three year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. Eur J Oral Sci 2005;113:512-18
67. Pilecki P, Stone D G, Sheriff M, Watson TF: Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems, J Oral Rehabil 2005;32:531-40
68. Rathke A: Klinische Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. dental-praxis 2002;19,195-216
69. Retief D H: Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. J Dent Res 1973;52:333-41
70. Roulet J F: A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. Quintessence Int 1987;18:543-52
71. Ruyter IE. Composites - characterization of composite filling materials: reactor response. Adv Dent Res 1988;2:122-9
72. Ruyter I E: Die chemischen Grundlagen dentaler Adhäsivsysteme. Philip J 1995;12:481-8
73. Sadek FT, Cury A H, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso P E: the influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. Dent Mater 2005;21,1144-9
74. Sadek F T, Goracci C, Cardoso P E, Tay F R, Ferarri M: Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. J Adhes Dent 2005;7:297-302

75. Sanares A M E, Itthagarun A, King N M, Tay F R, Pashley D H: Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001;17:542-56
76. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley D H: Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test, *Dent Mater* 1994;10,236-40
77. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J A, Matthews W G, Pashley D H: Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;20,18–25
78. Schroeder H E: *Orale Strukturbilogie*. 5. Aufl., Thieme, Stuttgart, 2000
79. Söderholm K J: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dent Mater* 1991;7:74-83
80. Stewart B L, Harcourt J K, Tyas M J: Determination of adhesive bond strength to dentine. A new method. *Aust Dent J* 1990;35:454-58
81. Tay F R, Pashley D H: Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17:296-308
82. Tay F R, Pashley D, Yoshiyama M: Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002;81,472–6
83. Tay F R, Pashley D H: Water treeing - A potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003;16:6-12
84. Thalacker C, Loll H, Krueger D D, Guggenberger R, Wanek E: Performance of an experimental Total-Etch/Self-Etch adhesive. IADR 2011, San Diego, USA (Abstr 263)
85. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G:



- Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71:1530-40
86. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28,215–35
87. Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M: A randomized controlled trial evaluation the three-year clinical effectiveness of two etch&rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent* 2004;29:376-85
88. Wang H, Shimada Y, Tagami J: Shear bond stability of current adhesive systems to enamel. *Oper Dent* 2004;29:168-75
89. Witzel M F, Braga R R, Singer Jde M, Azevedo C L: Bond strength between polymer resin-based cement and porcelain-dentin surfaces: influence of polymerization mode and early cyclic loading. *Int J Prosthodont* 2003;16:145-9
90. Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley D. Regional bond strengths of self- etching/self-priming adhesive systems. *J Dent* 1998;26:609-16
91. Zorzin JI: Zum Einfluss von Chlorhexidin auf das Dentinbonding mit Syntac im Mikrozugversuch. Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2011



## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Beispiele für verschiedene Viskositäten: stopfbar, normal und fließfähig	6
Abb. 2: REM-Foto: freiliegende Dentintubuli.....	9
Abb. 3: Die Schmierschicht.....	10
Abb. 4: Mit Primer stabilisierte Kollagenfasern nach Phosphorsäureätzung ....	11
Abb. 5: Die Hybridschicht im Etch-and-Rinse- (li) und im Self-Etch-Verfahren (re).....	12
Abb. 6: REM-Foto: Dentin-Tubuli bei der Selective-Etch-Technik: Syntac® Classic (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland).....	14
Abb. 7: REM-Foto: Dentin-Tubuli bei der Etch-and-Rinse-Technik: OptiBond™ Solo Plus (Fa. Kerr GmbH, Karlsruhe, Deutschland) links und Syntac® Classic (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) rechts .....	15
Abb. 8: REM-Foto: Dentin-Tubuli bei der Self-Etch-Technik: iBond® SelfEtch (Fa. Heraeus Holding GmbH, Hanau, Deutschland).....	17
Abb. 9: Das Vorgehen in einzelnen Schritten .....	20
Abb. 10: Maße der Kavität .....	21
Abb. 11: Das Ätzel Scotchbond™ Etchant mit Dispensing Tip .....	22
Abb. 12: Das Zwei-Schritt-Adhäsiv Scotchbond™ Universal .....	23
Abb. 13: Das Ein-Schritt-Adhäsiv iBond® .....	24
Abb. 14: Das Zwei-Schritt-Adhäsiv OptoBond™ Solo Plus .....	25
Abb. 15: Syntac® Primer, Syntac® Adhesive und Heliobond .....	27
Abb. 16: Schichtung des Komposits .....	28
Abb. 17: Filtek™ Z 250 .....	28
Abb. 18: Schematische Darstellung des Sägens.....	30
Abb. 19: mit Klebewachs auf dem Träger fixierter Zahn in der „IsoMet® 1000 Precision Saw“ (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA).....	30
Abb. 20: Stäbchen .....	31
Abb. 21: In der Mikrotensile eingespanntes Stäbchen.....	32
Abb. 22: An der Komposit-Dentinverbindung zerbrochenes Stäbchen.....	33

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 23: Kraft-Weg-Diagramm für ES 2 Probe 14 .....	33
Abb. 24: digitaler Messschieber Connex <sup>®</sup> COXT 710350 - Din 862 (Fa. Scala Messzeuge GmbH, Dettingen Deutschland) .....	34
Abb. 25: Quantitative Auswertung .....	38
Abb. 26: Alle Messergebnisse im Box-Plot-Diagramm .....	40
Abb. 27: Alle Mittelwerte im Vergleich .....	41
Abb. 28: Diagramm der Werte im Selective-Etching- und im Etch-and-Rinse- Verfahren .....	43
Abb. 29: versiegelte Dentintubuli nach der Behandlung mit Scotchbond <sup>TM</sup> Universal im Enamel-Etch- (links) bzw. Etch-and-Rinse-Verfahren (rechts) .....	44
Abb. 30: Diagramm der Werte ohne (1) und mit (2) sechsmonatiger Wasserlagerung .....	45
Abb. 31: REM-Foto: Scotchbond <sup>TM</sup> Universal vor (li) und nach (re) 6 monatiger Wasserlagerung .....	46
Abb. 32: Defekte (Luftblasen) in der Dentin-Komposit-Verbindung .....	49

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Übersicht über die aktuelle Einteilung und Nomenklatur der Dentinadhäsive .....	14
Tab. 2: <b>Scotchbond™ Etchant</b> - Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION 3M ESPE 8/2006) .....	22
Tab. 3: <b>EXL 759 bzw. Scotchbond™ Universal</b> : HEMA: Hydroxyethylmethacrylat- Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION Homepage 3M ESPE) .....	23
Tab. 4: <b>iBond</b> - Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION Heraeus 09/2010) .....	25
Tab. 5: <b>Optibond™ Solo plus</b> - Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION Kerr 09/2009) .....	26
Tab. 6: <b>Syntac® Classic</b> : Bis-GMA: Bisphenolglycidylmethacrylat, Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION Ivoclar Vivadent 04/2010) .....	27
Tab. 7: <b>Filtek™ Z250</b> - Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben (PRODUKTINFORMATION 3M ESPE 01/2005) Bis-GMA: Bisphenolglycidylmethacrylat, UDMA: Urethandimeth-acrylat, Bis-EMA: Bisphenoethylmethacrylat .....	29
Tab. 8: Anzahl der Scheiben und Stäbchen pro Gruppe .....	31
Tab. 9: gemessene Kräfte für ES 2 Probe 14 .....	34
Tab. 10: Technische Daten der Firma Scala Messzeuge GmbH, Dettingen Deutschland .....	35
Tab. 11: gemessene Kräfte und Seitenlängen für ES 2 Probe 14 .....	35
Tab. 12: Anzahl der Ergebnisse .....	38
Tab. 13: Alle Messergebnisse im Vergleich .....	39
Tab. 14: Alle Mittelwerte im Vergleich zur Referenzgruppe .....	41
Tab. 15: Vergleich der Werte im Selective-Etching- und im Etch-and-Rinse- Verfahren .....	42

Tab. 16: Vergleich der Werte ohne und mit sechsmonatiger Wasserlagerung. 44

## Bescheinigung des Herstellers

[REDACTED]  
Betreff: EXL759

Datum: 4. September 2012 13:06:45 MESZ  
[REDACTED]  
[REDACTED]

Sehr geehrte Frau Schweitzer,  
das Produkt EXL759 entspricht Scotchbond Universal.  
Mit freundlichen Grüßen,



**Andreas Syrek (Dr. med. dent., Ph.D.)** | Head of Clinical Research and Dental  
Operatory Seefeld  
3M ESPE Dental Products  
3M Deutschland GmbH, Espe Platz | 82229 Seefeld, Germany  
Office: 49 8152 7001334 | Mobile: 49 171 9709554 | Fax: 49 8152 7001277  
[asyrek@mmm.com](mailto:asyrek@mmm.com) | [www.3M.com](http://www.3M.com)

3M Deutschland GmbH

Sitz: 41453 Neuss; Handelsregister: B 1878 Amtsgericht Neuss  
Geschäftsführer: Günter Gressler; Josef Mrozek; Theo Nöcker  
Managing Director: Günter Gressler; Vorsitzender des Aufsichtsrates: Kurt-Henning Wiethoff





## **Verzeichnis der akademischen Lehrer**

Meine akademischen Lehrer im Fachbereich Medizin waren die Damen und Herren in Marburg an der Lahn:

Aumüller, Austermann, Barth, Coca, Czubayko, Dibbets, Feuser, Flores de Jacoby, Gente, Gloerfeld, Höffgen, Jablonski-Momeni, Karoglan, Koolmann, Kroh, Lehmann, Lill, Lotzmann, Mandrek, Mengel, Mittag, Mutters, Neff, Neumüller, Pancherz, Pieper, Plant, Ramaswamy, Richter, Röhm, Sesterhenn, Seitz, Sonntag, Stachniss, Steiniger, Stoll, Suske, Teymoortash, Umstadt, Weihe, Wennemuth, Werner und Westermann



## Danksagung

Ich möchte mich sehr herzlich bei Herrn Professor Dr. Roland Frankenberger, dem Direktor des Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Philipps-Universität Marburg bedanken. Zunächst für die Überlassung des Dissertationsthemas und das mir entgegengebrachte Vertrauen, aber auch für die freundliche, engagierte und stets hilfreiche Betreuung.

Meiner Familie möchte ich nicht nur für den Zuspruch während dieser Arbeit, sondern auch für die großzügige und liebevolle Unterstützung, die sie mir immer gewährt haben, danken.

Matthias Kehrt danke ich für die aufmunternden Worte und Geduld während der Entstehung der Arbeit. Und dafür, dass du da warst und bist.

Dr. Tristan Jäger und Steffie Schmidt danke ich für die konstruktive Kritik, die Hilfe bei der Bürokratie und die tollen Korrekturen in Sachen deutsche Rechtschreibung